PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

LEANDRO DISIUTA

DESENVOLVIMENTO DE UMA CÂMARA DE PRESSÃO POSITIVA PARA ESTUDOS EM FISIOLOGIA ESPACIAL

Porto Alegre
2014

LEANDRO DISIUTA

DESENVOLVIMENTO DE UMA CÂMARA DE PRESSÃO POSITIVA PARA ESTUDOS EM FISIOLOGIA ESPACIAL

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Profa. Thais Russomano, Ph.D.
Co-Orientador: Prof. Dario F. G. de Azevedo, Ph.D.

Porto Alegre
2014

Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
FACULDADE DE ENGENHARIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

DESENVOLVIMENTO DE UMA CÂMARA DE PRESSÃO POSITIVA PARA ESTUDOS EM FISIOLOGIA ESPACIAL

CANDIDATO: LEANDRO DISIUTA

Esta Dissertação de Mestrado foi julgada para obtenção do título de MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

DRA. THAIS RUSSOMANO - ORIENTADORA

DR. DARIO F. GUIMARÃES DE AZEVEDO - CO-ORIENTADOR

BANCA EXAMINADORA

DR. RAFAEL REIMANN BAPTISTA - FACULDADE DE EDUCAÇÃO FISICA - FEFID - PUCRS

DR. ALEXANDRE ROSA FRANCO - DO PPGEE/FENG - PUCRS

DR. CARLOS ALEXANDRE DOS SANTOS - DO PGETEMA/FENG - PUCRS

PUCRS
Campus Central
Av. Ipiranga, 6681 - Prédio 30 - Sala 103 - CEP: 90619-900
Telefone: (51) 3320.3540 - Fax: (51) 3320.3625
E-mail: engenharia.pg.eletrica@pucrs.br
www.pucrs.br/feng

Dedico este trabalho a minha
família.

AGRADECIMENTOS

À PUCRS e à HP - *Hewlett-Packard* por ter financiado meu curso de mestrado. Agradeço também ao auxílio financeiro provido pelas agências de fomento FAPERGS e CAPES.

Aos professores Alan Hargens, Carlos Alexandre dos Santos, Rubem Reis, Rafael Baptista, Jeferson Vieira Flores, Aurélio Salton, João Miguel Lac Roehe e Jorge Villar Alé pelas valiosas orientações, sugestões e conselho que tornaram viável o desenvolvimento desse trabalho.

Aos colegas de mestrado Endrigo Carvalho, Rodrigo Cambraia, Nelson Bedin, Leandro Lisboa, Henrique Lasevitch, Rafael Castro e Renata Mondini pela disponibilidade, companheirismo e pelas muitas horas de estudos para as disciplinas cursadas.

Aos amigos Pablo Cottens, Rodrigo França e Bruno Fin Ferreira pelo auxílio e ajuda sempre que precisei.

Aos professores Edir dos Santos Alves, Paulo Renato dos Santos e Vicente Canalli pela disposição em ajudar, mesmo sem ter muito tempo disponível por ceder equipamentos para viabilizar o projeto.

À equipe da Divisão de Obras da PUCRS Orlei Souza da Silva, Leandro Lima Morais, Aldomar Silveira Teixeira e, em especial, ao Sr. Celso Machado da Silva sempre disposto a executar todas as demandas solicitadas mesmo quando o prazo era curto para realiza-las.

Aos técnicos Carlos Bergold, Thiago Mocinho, Alessander Segala do LEP, Gabriel Simioni do CE-EÓLICA, Pedro Henrique Morello e Milton Machado de Souza do Laboratório de Instrumentação pela ajuda e auxílio na instrumentação e na realização de testes e ensaios.

À equipe do Centro de Microgravidade, profa. Marlise dos Santos, Michele Gomes, colegas João Berlese, Ricardo Cardoso e demais colegas pelo auxílio e companheirismo.

À minha orientadora profa. Thais Russomano, que acreditou em mim e me ofereceu esta oportunidade singular, a qual não faria se não fosse o seu completo apoio e incentivo, junto com suas valiosas sugestões e orientações.

Ao meu co-orientador prof. Dario de Azevedo pelos ensinamentos e

orientações durante todo o mestrado.

À minha namorada Ingrid Gradaschi Lamadrid pela compreensão, carinho e pelas horas de sono perdidas na madrugada e sábados de sol passados dentro do laboratório e também ao seus pais professores Renato Lamadrid e Marcia Lamadrid pelas orientações em relação aos conceitos físicos e diversas ideias para viabilizar e resolver problemas durante todas as etapas do projeto.

À minha família: meus pais Maria de Lourdes Disiuta e Varlei Disiuta, meus avós Armindo Francisco Piccoli e Julieta Piccoli pela preocupação comigo em me dar tudo que preciso para ter acesso a escola e a universidade, sem os quais eu nunca chegaria até onde cheguei hoje.

Ao professor Júlio Cesar Marques de Lima do Laboratório de Engenharia Aeroespacial, pelos seus ensinamentos, conhecimentos, orientações, auxílios e que abraçou esse projeto e se colocou em inteira disposição para viabilizá-lo, mesmo perdendo muitas horas diárias de dedicação e intermináveis sábados e também madrugadas diárias dentro do laboratório. Quero agradecer também a família do professor que muitas vezes ficou sem a sua companhia em casa, quando ele estava trabalhando nesse projeto, porém sendo compreensiva.

À coordenadoria do programa de pós graduação em engenharia elétrica PPGEE, prof. Leticia Maria Bolzani Poehls, Anderson Cardoso e em especial à Denise Tonietto pelo auxílio e dedicação em resolver todos os problemas enfrentados além daqueles descritos nesse trabalho.

A todos o meu sincero agradecimento, muito obrigado.

O presente trabalho foi alcançado em cooperação com a *Hewlett-Packard Brasil Ltda.* e com recursos provenientes da Lei de Informática (Lei nº 8.248, de 1991).

RESUMO

Missões tripuladas para Marte e o retorno a Lua poderão concretizar-se em um futuro próximo, onde irão expor os astronautas a ambientes de hipogravidade. Técnicas de redução da força gravitacional são aplicadas como medidas para preparação da tripulação a uma melhor adaptação a tais ambientes.

O presente trabalho objetivou desenvolver um protótipo funcional de uma câmara de pressão positiva (CPP), sendo uma alternativa às simulações utilizadas atualmente. Tal dispositivo é capaz de diminuir o peso aparente do voluntário sobre um sistema de exercícios físicos, gerando um ambiente de hipogravidade para estudos em fisiologia espacial.

Para o desenvolvimento da CPP foi necessário um planejamento desde sua idealização até o protótipo final com testes de funcionalidade. Primeiramente foi idealizado um sistema de controle em malha-fechada para o controle da pressão. Para isso foram identificados e adaptados diversos equipamentos como soprador, inversor de frequência para o controle do soprador, sensores de pressão, temperatura e umidade, células de carga para mensurar o peso aparente do voluntário, microcontrolador, esteira ergométrica para simulação da marcha em hipogravidade e um short para conectar o voluntário à membrana de Neoprene.

Equipamentos e instrumentação também foram desenvolvidos para integrar e viabilizar o sistema. Foi desenvolvida uma câmara composta de material flexível de PVC, uma estrutura metálica para ajuste de altura e também instrumentação das células de carga e dos sensor de pressão, temperatura e umidade para adaptação e leitura pelo microcontrolador. Além disso foi necessária o desenvolvimento de um software para aquisição de dados a instrumentação do soprador e do inversor de frequência para o controle digital do microcontrolador e um circuito de emergência para garantir a segurança do voluntário.

Resultados experimentais mostram que a CPP é capaz de diminuir o peso aparente de uma carga com valores semelhantes ao peso em Marte e Lua, atingindo seu objetivo, onde foi possível verificar que a relação de pressão e peso aparente é inversamente proporcional, confirmando a teoria.

Palavras-chave: Fisiologia Espacial, Simulação de Hipogravidade, Câmara de Pressão Positiva.

ABSTRACT

Missions to Mars and return astronauts to the Moon may be true in the near future, which will expose them upon hypogravity environments. Some techniques are applied to simulate gravitational force reduced to prepare the crew to better adapt to those environments.

This study aimed to develop a prototype of a lower body positive pressure (LBPP), as an alternative to the simulations currently used. This device is able to unload a volunteer on a physical exercise device, creating a hypogravity environment, simulating the human gait, for studies in space physiology.

For development of the LBPP was necessary planning since its conception until the final prototype with functionality testing. A control system has been implemented for closed-loop pressure control. Equipment were identified and adapted such as blower, frequency inverter to control the blower, sensors (pressure, temperature and humidity), load cells to measure apparent weight of volunteer, microcontroller, treadmill for gait simulation and Neoprene short for connection of volunteer to a Neoprene membrane.

Equipment and instrumentation were also developed to integrate and facilitate the system. Was developed the main chamber of a flexible PVC material, a metallic structure for height adjustment. Also was developed the instrumentation of load cells, as well as instrumentations of the sensors to adapt and read by the microcontroller. Furthermore it was necessary to develop software for data acquisition, the instrumentation of the blower and the frequency inverter to digital control by the microcontroller and an emergency circuit to ensure safety operation of the equipment.

Experimental results shown that the LBPP is able to reduce the apparent weight of a load with similar weight values on Mars and the Moon, reaching the goal, where it was possible to verify that the pressure ratio and apparent weight is inversely proportional, which confirmed the theory.

Keywords: Space Physiology, Hypogravity Simulation, Lower Body Positive Pressure.

LISTAS DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Projeção bidimensional de uma analogia tridimensional de curvatura do espaço-tempo descrito na relatividade geral. 24
Figura 2 - Trajetória curva de um móvel. 27
Figura 3 - Ilustração do movimento de um corpo em trajetória circular. 29
Figura 4 - Geólogo-astronauta Jack Schmitt durante a exploração Apollo 17. 33
Figura 5 - Simulação de futuras base lunares - posto avançado na borda da cratera *Shackleton*, perto do polo sul da Lua. 34
Figura 6 - Veículo de exploração Spirit / Opportunity em Marte. 37
Figura 7 - Futura colonização marciana pelo projeto Mars-One. 38
Figura 8 - Técnicas de suspensão corporal: A: protótipo de suspensão vertical; B: suspensão por cintos e contrapesos; C: suspensão lateral; D: suspensão lateral; E: suspensão na posição supina; F: suspensão supina. 40
Figura 9 - Sistema de suspensão corporal do Centro de Microgravidade. 41
Figura 10 - Manobra de voos parabólicos 42
Figura 11 - Experimento fisiológico durante campanha 46 de voos parabólicos da ESA. 42
Figura 12 - Simulação de marcha em hipogravidade por imersão subaquática. 43
Figura 13 - *Walking Assist Device with Bodyweight Support System.* 44
Figura 14 - *Anti-Gravity Treadmill AlterG.* 44
Figura 15 - *Lower Body Positive Pressure Department of Orthopaedic Surgery, University of California, San Diego, CA, USA.* 45
Figura 16 - *Lower Body Positive Pressure, University of California, San Diego, CA, USA.* A: Válvula de alívio para regulação da pressão; B: balança para mensuração peso no interior da câmara. 46
Figura 17 - Ciclo de marcha normal de um menino de oito anos de idade. 47
Figura 18 - Tempo de marcha de um paciente normal e dois pacientes com dores no quadril unilateral. 48
Figura 19 - Descrição das oitos fases da marcha humana. 49
Figura 20 - Ilustração do projeto computacional final de uma câmara de pressão positiva para estudos em fisiologia espacial. A: soprador; B: interface de cabos e instrumentos (sensores de pressão, umidade, temperatura e células de carga); C: válvulas de emergência; D: microcontrolador, circuito de emergência; E:

interface humana e coleta de dados; F: inversor de frequência, fonte; G: estrutura metálica; H: botão de emergência; I: visores laterais; J: esteira ergométrica; K: câmara principal; L: zíper; M: membrana de Neoprene; N: short de Neoprene; O: ajuste de altura; P: bancada de instrumentos. 52
Figura 21 - Fluxograma de desenvolvimento do projeto. 53
Figura 22 - Diagrama de blocos idealizado ao sistema da CPP. 54
Figura 23 - Soprador. 57
Figura 24 - Balanceamento soprador. 57
Figura 25 - Bocal do Soprador. 58
Figura 26 - Bancada de testes de inversores de frequência e motores. 59
Figura 27 - Inversor de Frequência SIEMENS MICROMASTER 6SE9216-8CB40...59
Figura 28 - Controle do inversor de frequência analógico através de potenciômetro. 60
Figura 29 - Sensor de pressão MKS Instruments Inc. Modelo 223B-11080. 61
Figura 30 - Sensor de umidade e temperatura NOVUS modelo RHT-DM. 62
Figura 31 - Balança da marca OMRON modelo HN-289. 63
Figura 32 - Microcontrolador MSP430F2619 da Texas Instruments. 64
Figura 33 - arquitetura de Von Neumann. 64
Figura 34 - Arquitetura conversor A/D do microcontrolador MSP430. 65
Figura 35 - Placa de desenvolvimento do MSP430F2619 Laboratório de Eletrônica de Potência PUCRS. 66
Figura 36 - Diagrama esquemático do MSP430F2619. 66
Figura 37 - Interface com o usuário pelo Microcontrolador. 67
Figura 38 - Esquemático do teclado placa de desenvolvimento do MSP430F2619. .68
Figura 39 - Esquemático do display placa de desenvolvimento do MSP430F2619. .69
Figura 40 - Esteira ergométrica Athletic Advanced 2 110 GR. 69
Figura 41 - Tamanhos comerciais *short* AlterG. 70
Figura 42 - *Short* de Neoprene AlterG, A: short vestido em voluntário; B: demonstração short. 71
Figura 43 - Amostras de materiais para construção da câmara principal A: Policabornato cristal Lexan Excell d 6 mm espessura; B: Policabornato cristal Lexan Excell d 3 mm espessura; C: PVC transparente 0,6 mm espessura; D: Lona de PVC opaca kp1000 com tramas internas e espessura 0,6 mm. 72

Figura 44 - Primeira versão da câmara principal, vista isométrica. 74
Figura 45 - Desenho assistido por computador – versão final da câmara principal. .76
Figura 46 - Câmara principal. 77
Figura 47 - Membrana de Neoprene fechada...78
Figura 48 - Desenho assistido por computador - primeira versão da estrutura metálica. 79
Figura 49 - CPP em sua primeira versão. 80
Figura 50 - Desenho assistido por computador - segunda versão da estrutura metálica. 81
Figura 51 - Desenho assistido por computador - versão final da estrutura metálica. 82
Figura 52 - CPP com estrutura metálica em sua versão final...................................82
Figura 53 - Estrutura metálica, segunda versão em processo de confecção. 83
Figura 54 - Pinos para ajuste de altura. 84
Figura 55 - Encaixe estrutura metálica versão final..84
Figura 56 - Estrutura metálica na versão final. 85
Figura 57 - Confecção placas de metal para apoio das células de carga na Divisão de Obras da PUCRS. 85
Figura 58 - Esquema elétrico de instrumentação das células de carga. 86
Figura 59 - Diagrama elétrico célula de carga, conversor CC-CC............................87
Figura 60 - Quatro células de carga balança da marca OMRON modelo HN-289 instrumentadas em *protoboard*. 87
Figura 61 - Testes de calibração células de carga em protoboard, sem carga. 88
Figura 62 - Ajuste do ganho células de carga em protoboard, com carga conhecida. 88
Figura 63 - Placa sendo usinada em prototipadora CNC para circuito impresso. 89
Figura 64 - Placa de circuito impresso montado de instrumentação de uma célula de carga 89
Figura 65 - Quatro células de carga com respectivas placas de instrumentação em circuito impresso. 90
Figura 66 - Células de carga no interior da CPP. 90
Figura 67 - Leitura do sensor de pressão no sistema e leitura do valor pelo microcontrolador a partir da conversão analógico / digital. 91
Figura 68 - Diagrama elétrico do sensor de pressão...92

Figura 69 - Diagrama elétrico fonte de alimentação +12 Vdc e -12 Vdc. 92
Figura 70 - Circuito em *protoboard* de instrumentação do sensor de pressão. 93
Figura 71 - Leitura do sensor de temperatura no sistema e leitura do valor pelo microcontrolador a partir da conversão analógico digital. 94
Figura 72 - Leitura do sensor de umidade no sistema e leitura do valor pelo microcontrolador a partir da conversão analógico digital. 95
Figura 73 - Diagrama elétrico sensor de temperatura e umidade. 95
Figura 74 - Conexões do inversor de frequência..96
Figura 75 - Circuito amplificador sinal para inversor de frequência do D/A do microcontrolador. 97
Figura 76 - Alimentação do circuito amplificador do inversor de frequência. 97
Figura 77 - Diagrama elétrico da fonte de alimentação desenvolvida. 99
Figura 78 - Fonte de alimentação dos circuitos..99
Figura 79 - Interface para passagem de instrumentos. 100
Figura 80 - Botão de emergência SCHMERSAL. 101
Figura 81 - Válvula solenoide de emergência. 101
Figura 82 - Válvula de alívio em A: instalação no circuito de emergência; B: teste de abertura automática. 102
Figura 83 - Diagrama elétrico circuito de emergência. 103
Figura 84 - Circuito de Emergência. 104
Figura 85 - Botão de emergência fixado na CPP. 104
Figura 86 - Bancada de instrumentos. 105
Figura 87 - Software de aquisição de dados. 105
Figura 88 - Instrumentos para realização de curva característica; A: tubo de pitot; B: manômetro digital; C: tacômetro digital. 106
Figura 89 - Duto acoplado ao soprador. 107
Figura 90 - Colocação do tubo de pitot no duto..107
Figura 91 - Curva característica de pressão e vazão a 50 Hz. 109
Figura 92 - Curva característica de pressão e vazão a 25 Hz. 110
Figura 93 - Circuito pneumático de testes de PVC transparente.............................111
Figura 94 - Testes com PVC transparente A: pressão ambiente; B: pressão = 60 mmHg...111
Figura 95 - Manômetro para testes em PVC transparente em 60 mmHg. 113

Figura 96 - Teste com carga de 54kg no PVC transparente. 115
Figura 97 - Diagrama de blocos do sistema de controle. 117
Figura 98 - Resposta ao degrau em malha aberta 118
Figura 99 - Identificação do sistema...119
Figura 100 - Gráfico de controle da configuração inicial do sistema. 121
Figura 101 - Gráfico de peso aparente da configuração inicial do sistema. 122
Figura 102 - Gráfico de controle simulação peso aparente em Marte. 122
Figura 103 - Gráfico de peso aparente simulando ambiente de hipogravidade de Marte. 123
Figura 104 - Gráfico de controle simulação peso aparente na Lua. 123
Figura 105 - Gráfico de peso aparente simulando ambiente de hipogravidade na Lua. 124
Figura 106 - Display com informações durante teste com carga............................124
Figura 107 - Diagrama de integração do sistema...126
Figura 108 - Câmara de pressão positiva para estudo em fisiologia espacial versão final montada no Centro de Microgravidade da PUCRS; A: câmara principal; B: estrutura metálica; C: ajuste de altura; D: membrana de Neoprene; E: soprador; F: esteira ergométrica; G: visores transparentes (laterais e superior); H: zíper; I: botão de emergência; J: células de carga; k: interface de passagem de cabos e sensores; L: computadores para coleta de dados; M: microcontrolador; N: sensor de pressão; O: válvula de alívio; P: válvula solenoide de emergência; Q: fonte de alimentação; R: sensores de temperatura e umidade; S: circuito de emergência; T: inversor de frequência; U: bancada de instrumentos; V: apoio para as mãos; W: área para *short* de Neoprene. 127

LISTA DE SIGLAS

CAD - Computer Aided Design

CNC - Controle Numérico Computadorizado

CPP - Câmara de Pressão Positiva

IHM - Interface Homem Máquina

ISS - International Space Station

LCD - *Liquid Crystal display*

LBPP - *Lower Body Positive Pressure*

MIPS - Milhões de Instruções Por Segundo

NASA - *National Aeronautics and Space Administration*

PID - Proporcional Integral Derivativo

PUCRS - Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

PVC - Policloreto de Polivinila

SAE - Sociedade de Engenheiros Automotivos

UCSD - *University of California, San Diego*

USSR - *Union of Soviet Socialist Republics*

LISTAS DE SÍMBOLOS

A - ampere

A/D - Analógico / Digital

°C - grau Celsius

cv - cavalo-vapor

D/A - Digital / Analógico

g - aceleração da gravidade na Terra

h - hora

HB - dureza na escala Brinell

Hz - hertz

I/O - entrada / saída

kg - quilograma

km - quilômetros

l - litro

mA – miliampere

min - minuto

mmHg - milímetro de mercúrio

MPa - megapascal

N - newton

Ω - ohm

Pa - pascal

rpm - rotações por minuto

s - segundo

V - volt

W - watt

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 19
1.1 OBJETIVO 22
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS 22
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS 23
2.1 CONCEITOS FÍSICOS 23
2.2 A EXPLORAÇÃO ESPACIAL 30
2.2.1 Exploração Lunar 30
2.2.2 Exploração Marciana 34
2.3 SIMULAÇÃO DE REDUÇÃO DA GRAVIDADE 39
2.4 CÂMARA DE PRESSÃO POSITIVA PARA MEMBROS INFERIORES 44
2.5 MARCHA HUMANA 46
2.6 DESENVOLVIMENTO DE PROJETOS 50
3 MATERIAIS E MÉTODOS 52
3.1 LEVANTAMENTO BIBLIOGRÁFICO 53
3.2 IDEALIZAÇÃO DO SISTEMA DE CONTROLE 53
3.3 IDENTIFICAÇÃO E ADAPTAÇÃO DE EQUIPAMENTOS 55
3.3.1 Soprador 56
3.3.1.1 Bocal do Soprador 57
3.3.2 Inversor de Frequência 58
3.3.3 Sensor de Pressão 60
3.3.4 Sensor de Temperatura e Umidade; 61
3.3.5 Células de Carga; 62
3.3.6 Microcontrolador 63
3.3.7 Interface com o Usuário 67
3.3.8 Esteira Ergométrica 69
3.3.9 *Short* Neoprene 70
3.4 DESENVOLVIMENTO DE MATERIAIS E EQUIPAMENTOS 71
3.4.1 Câmara Principal 72
3.4.1.1 Dimensões de astronautas e pacientes 73
3.4.1.2 Dimensões de esteiras ergométricas 73

3.4.1.3 Desenho assistido por computador – primeira versão da câmara principal..........74
3.4.1.4 Desenho assistido por computador – versão final da câmara principal..........75
3.4.1.5 Confecção da câmara principal..........76
3.4.1.6 Membrana de Neoprene..........77
3.4.2 Estrutura Metálica..........78
3.4.2.1 Desenho assistido por computador - primeira versão da estrutura metálica..........79
3.4.2.2 Desenho assistido por computador - segunda versão da estrutura metálica..........80
3.4.2.3 Desenho assistido por computador - Versão final da estrutura metálica81
3.4.2.4 Confecção da estrutura metálica..........83
3.4.3 Instrumentação das Células de Carga..........85
3.4.4 Instrumentação do Sensor de Pressão..........91
3.4.5 Instrumentação do Sensor de Temperatura e Umidade..........93
3.4.6 Instrumentação do Inversor de Frequência e Soprador..........95
3.4.7 Fonte de Alimentação..........98
3.4.8 Interface de Passagem de Instrumentos..........100
3.4.9 Circuito de Emergência..........100
3.4.9.1 Botão de Emergência..........101
3.4.9.2 Válvula de emergência solenoide..........101
3.4.9.3 Válvula de alívio mecânica..........102
3.4.9.4 Montagem e funcionamento do circuito de emergência..........102
3.4.10 Bancada de Instrumentos..........104
3.4.11 Software de Aquisição..........105

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES..........106
4.1 TESTES DE MATERIAIS E EQUIPAMENTOS..........106
4.1.1 Levantamento da Curva Característica de Pressão e Vazão do Soprador 106
4.1.1.1 Curva característica a 50 Hz..........108

4.1.1.2 Curva característica a 25 Hz 109
4.1.2 Teste PVC Transparente 110
4.1.2.1 Teste 1 112
4.1.2.2 Teste 2 112
4.1.2.3 Teste 3 112
4.1.2.4 Teste 4 113
4.1.2.5 Teste 5 114
4.1.2.6 Teste 6 114
4.1.2.7 Teste 7 115
4.1.2.8 Conclusões e discussão preliminares sobre os testes 115
4.2 SISTEMA DE CONTROLE 116
4.3 INTEGRAÇÃO E VERSÃO FINAL DO SISTEMA 125

5 CONCLUSÃO 128

APÊNDICE A - DIMENSÕES DA CÂMARA PRINCIPAL FINAL. 136

APÊNDICE B - DIMENSÕES DA ESTRUTURA METÁLICA FINAL. 137

APÊNDICE C – DIMENSÕES SUPORTE DA ESTRUTURA METÁLICA. 138

APÊNDICE D - ESQUEMA ELÉTRICO INVERSOR DE FREQUÊNCIA SIEMENS MICROMASTER 6SE9216-8CB40 139

APÊNDICE E – CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS PVC KP1000. 140

APÊNDICE F – LOCALIZAÇÃO DAS CÉLULAS DE CARGA NA ESTEIRA ERGOMÉTRICA. 141

APÊNDICE G – MANUAL DO OPERADOR. 142

1 INTRODUÇÃO

Missões espaciais com astronautas com destino a Marte e à Lua poderão concretizar-se em um futuro próximo. Sabe-se através de viagens do homem ao espaço por mais de 50 anos, que ocorrem adaptações no sistema cardiovascular e perda da massa musculoesquelética, bem como uma diminuição na aptidão aeróbica dos seres humanos quando expostos à gravidade reduzida. Uma missão a Marte, por exemplo, vai expor os astronautas à microgravidade em uma viagem de seis meses de ida, aproximadamente um ano de exposição à gravidade marciana, que é cerca de 1/3 a gravidade terrestre, e mais seis meses em microgravidade na viagem de volta à Terra (SCHLABS, 2013).

A exposição prolongada à hipogravidade e à microgravidade em viagens espaciais longas é crítica para a tripulação. Assim, um objetivo importante nas pesquisas relacionadas ao espaço é o desenvolvimento de contramedidas para prevenir as perdas no sistema musculoesquelético, como a desmineralização óssea e hipotrofia muscular. Exercícios físicos de membros inferiores em esteiras com contra pesos simulando a gravidade terrestre são uma das contramedidas para simular o mesmo realizado na Terra, causando um estresse para a manutenção das massas óssea e muscular (GOSSEYE, 2009)

A força de reação do solo exercida durante exercícios de caminhada e corrida em uma esteira na Estação Espacial Internacional (ISS) fica reduzida em 25% e 46% respectivamente, comparado com atividades similares na Terra. A densidade mineral óssea dos astronautas medida durante as seis primeiras expedições na ISS apresentou que os mesmos tiveram uma perda mensal de 1,4% a 1,5% no quadril e 0,9% na espinha dorsal. Estudos a bordo da ISS ainda mostram a necessidade de intensificar os exercícios de contramedida que envolvem aumentar os perfis de carga exercidos nos músculos. (MACIAS, 2012)

Informações sobre as necessidades fisiológicas individuais como características da marcha em ambientes de hipo e microgravidade, frequência e intensidade dos exercícios, velocidade média e amplitude dos movimentos poderão ser úteis no planejamento de missões a outros planetas, ganhando atenção e importância os estudos e pesquisas relacionados com estratégias de locomoção em diferentes ambientes gravitacionais. Nesse contexto, pode-se citar a previsão de

carga necessária para garantir que os ossos estejam realizando exercícios suficientes de modo a prevenir lesões, a previsão do gasto de energia metabólica e o layout de trajes espaciais apropriados (ACKERMANN, 2012).

Além disso, o estudo de estratégias de marcha em hipogravidade aborda uma questão fundamental em relação as razões de escolher entre caminhar ou correr sendo esses as estratégias normalmente utilizadas de locomoção adotadas em uma base regular na superfície terrestre, em 1G, dentre outras várias possíveis. Evidências hoje mostram que características como velocidade, comprimento do passo e cadência da marcha são ditadas pelo gasto de energia por unidade de distância percorrida (ACKERMANN, 2012)

Outros tipos de marcha que parecem ser antieconômicas na Terra, como andar pulando, estratégia comumente adotada por crianças, gasta mais de 150% de energia do que caminhar ou correr na Terra. No entanto, astronautas das missões *Apollo* relataram que andar pulando foi uma estratégia de locomoção preferida na superfície lunar (MINETTI, 1998).

Tais observações levam a realização de diversos estudos de simulação de marcha em hipogravidade (ACKERMANN, 2012). Métodos de simulação de hipogravidade têm sido empregados para suportar o peso corporal durante a marcha. Pode-se citar o sistema de suspensão corporal (*harness suspension system*), a qual é benéfica, pois uma força puramente vertical pode ser aplicada à pessoa, e os efeitos independentes de apoio ao peso corporal podem ser identificados (GRABOWSKI, 2010). Ela consiste em uma estrutura com um sistema de contrapesos que são conectados ao voluntário por meio de polias e um cabo. O voluntário é preso ao cabo por um sistema de cintos (LEÃES, 2005). No entanto, tal sistema de suspensão pode causar certo desconforto pelas cintas presas ao voluntário, impedindo a circulação e alterando o padrão de marcha (GRABOWSKI, 2010). Imersão em água é outro método utilizado para simular redução da gravidade (DAVIS, 1993). No entanto as forças de arrasto durante o exercício em água agem em oposição ao movimento e causam mudanças significativas na velocidade da caminhada, o tempo da marcha, cinemática articular, cinética articular e atividade muscular (GRABOWSKI 2010).

Uma alternativa a esses métodos é a câmara de pressão positiva (CPP) para a parte inferior do corpo (*Lower Body Positive Pressure – LBPP*), considerada uma

nova e segura ferramenta de reabilitação para redução da carga na estrutura muscular esquelética do corpo, enquanto a cinemática da marcha é pouco alterada (MACIAS, 2012). O equipamento que foi desenvolvido neste trabalho consiste em uma câmara de pressão positiva para membros inferiores, onde a parte inferior do voluntário fica no interior de uma câmara pressurizada, e a parte superior suspensa por uma membrana de Neoprene fixada a um short também de Neoprene. Como a pressão no interior da câmara é maior que no exterior, tal diferença faz com que a pressão ao redor da membrana de Neoprene produza uma força vertical para cima, diminuindo o peso aparente do corpo do voluntário (RUCKSTUHL, 2009), produzindo um “efeito pistão” (CUTUK, 2006).

De acordo com RUCKSTUHL (2009) dentro desse contexto será possível também sua vasta aplicação no campo da fisioterapia e reabilitação médica. Ou seja, pode ter benefícios também para pessoas na superfície terrestre, visto que pode ser aplicado não só para simulação da hipogravidade mas também para contramedidas de pacientes que sofreram cirurgia nas extremidades, artroplastia total do quadril, osteoartrite do joelho, acidente vascular cerebral, hemiparesia, lesões na medula espinhal ou correção de postura, de modo a obter uma recuperação mais rápida e também, na recuperação de atletas de alto rendimento. Após uma intervenção cirúrgica nos membros inferiores, pacientes geralmente não estão aptos a andar suportando totalmente o seu peso devido a dores, instabilidade ou para proteger tecidos e próteses implantadas (RUCKSTUHL, 2009). No entanto, a falta de exercícios pela imobilização causa perda óssea, especialmente em pessoas idosas, onde o risco de lesões é maior. Essa perda óssea é similar a ocorrida em astronautas durante a exposição a ambientes de microgravidade pela falta de esforço físico (CUTUK, 2006).

Dispositivos para reduzir a carga de extremidades inferiores durante a reabilitação de pacientes incluem andadores, barras paralelas, suspensão corporal por cintos e piscinas aquáticas. No entanto, tais dispositivos possuem desvantagens associadas à interferência da reabilitação, pois são incapazes de suportar o peso adequadamente, afetando negativamente o ciclo da marcha do paciente ou podendo causar infecções no caso de piscinas (CUTUK, 2006). O instrumento desenvolvido no presente trabalho, a CPP (Câmara de Pressão Positiva para membros Inferiores ou *Lower Body Positive Pressure – LBPP*) é considerada uma nova e segura

ferramenta de reabilitação para redução da carga na estrutura muscular esquelética do corpo, enquanto a cinemática da marcha é pouco alterada (MACIAS, 2012). A LBPP não tem efeitos adversos em relação ao sistema cardiovascular, sendo segura a sua utilização e produz mínimas alterações na cinemática da marcha humana (CUTUK, 2006).

1.1 OBJETIVO

O presente estudo objetivou desenvolver um protótipo funcional de uma câmara de pressão positiva para membros inferiores, sendo tal dispositivo capaz de diminuir o peso aparente do voluntário sobre uma esteira gerando um ambiente de hipogravidade para estudos em fisiologia espacial, aplicações clínicas, estudos em biomecânica, bem como auxiliar na reabilitação de pacientes.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Projetar uma Câmara de Pressão Positiva para Membros Inferiores - CPP capaz de diminuir o peso aparente do voluntário, através de pressão positiva;
- Fazer com que a CPP reduza o peso aparente do voluntário para valores correspondentes ao seu peso em Marte e Lua;
- Desenvolver um de sistema controle em malha fechada com a utilização de microcontroladores, atuadores, e instrumentação através de sensores;
- Desenvolver o sistema de modo que o mesmo se configure automaticamente de acordo com cada voluntário;
- Instalar um circuito de emergência;
- Inserir dentro da CPP um sistema de exercícios para simulação da marcha humana possibilitando estudos de fisiologia espacial;
- Realizar testes do sistema.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 CONCEITOS FÍSICOS

Olhando para o céu fica difícil imaginar como os antigos tiveram uma visão tão avançada para a época. Tales de Miletus, pai da astronomia grega, ou Anaximander, que afirmava ser a Terra *homoiotes*, ou seja, uniforme e, por conseguinte, não necessitava de nada para se apoiar. Parmênides que via o Universo de forma esférica e, inclusive, Aristóteles que acreditava na doutrina dos quatro elementos da natureza, quando afirmava que cada elemento possuía seu lugar natural, com o sólido sempre em baixo do ar, ou seja, corpos feitos de terra caem na terra, pois são da mesma natureza (OBSERVATÓRIO..., 2013)

Foi Galileu-Galilei que 1800 anos depois contradisse os ditos antigos propondo sua em sua obra "Da queda dos graves" um rudimento em relação aos textos atuais sobre a caída dos corpos massivos. O movimento vertical quando observado era pensado filosoficamente na época, onde procurando preencher todos os espaços vazios, inclusive aquele deixado atrás de si por um corpo que cai acabava inevitavelmente impulsionando o corpo. Um manuscrito em latim de 1509, publicado somente tempos depois, que Galileu-Galilei praticamente termina com as ideias gregas onde expõe a ideia da invariância sobre a queda dos corpos, que tem-se o limiar da teoria da gravitação, mais tarde formulada por Isaac Newton (ROLHAIS, 2000).

Até o século XVII as Leis que governavam os Céus eram distintas daquelas que governavam a Terra; foi Newton (1714, p. 152) que disse:

> *"...corporum duorum que viribus quadrato distantiae suae reciproce proportionalibus se mutuo trahunt deque locis..."*

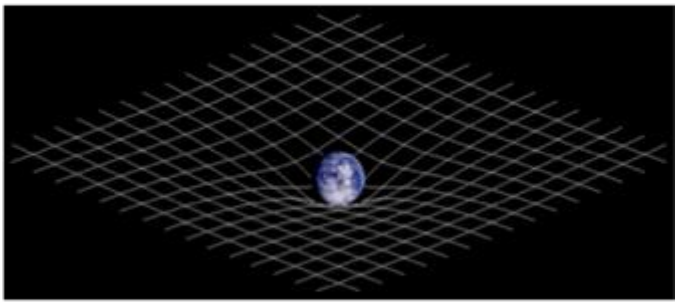
ou seja as forças de dois corpos que atraem-se mutuamente é reciprocamente proporcional ao quadrado da distância de seus lugares. Para Newton, as partículas de todos os corpos com massa no Universo, se atraem com uma força. Essa força é a base da sua Teoria da Gravitação Universal, explicando claramente as interações

entre massas e colocando por terra as teorias de Johannes Kepler que defendia ser o magnetismo quem mantinha os corpos em órbita.

Cada partícula no Universo atrai as outras partículas com uma força que é diretamente proporcional ao produto das suas massas e inversamente proporcional ao quadrado da distância entre elas (WALKER, 2008).

No início do século XX, surge Albert Einstein com a Relatividade Restrita e, posteriormente, com a sua Relatividade Geral onde redefine a ideia de gravidade como uma deformação do espaço-tempo de Minkowski, pode-se conferir uma ilustração na Figura 1. A lei da gravitação tornou-se a lei geométrica segundo a qual todo corpo toma o caminho mais fácil para se deslocar de um lugar a outro, mas esse caminho é afetado pelos morros e vales por que ele passa (RUSSELL, 2005).

Figura 1 - Projeção bidimensional de uma analogia tridimensional de curvatura do espaço-tempo descrito na relatividade geral.



Fonte: REGO (2014).

Muitas são as pesquisas e Teorias sobre o Universo, basicamente sobre seu nascimento e sua estrutura. Uma das mais aceitas é a do *Big Bang* e novamente o conceito de gravidade aparece para completar as hipóteses formuladas. Seja aceitando-se que existe apenas um Universo ou que vivemos em um brana com multiuniversos, acreditando-se na Teoria de Cordas Bosônicas que supõe 26 dimensões ou na mais aceita, a Teoria M ou das Super Cordas que pressupõe 11 dimensões, em todas elas há o elemento mágico, a gravidade.

Toda a evolução dá-se nas queimas de diferentes elementos, iniciando com o Hidrogênio e por último o Ferro. As sequências envolvem a física de partículas e a física nuclear, respeitando sempre o sentido do tempo como sendo aquele em que a queima tem como produto elementos de menor volume, fazendo a estrela diminuir de tamanho, aumentar a sua temperatura e pela maior proximidade entre seus

constituintes, aumentar grandemente a gravidade. Este aumento gravitacional propicia a queima de novos elementos e novos processos nucleares ocorrem; como a sequência do Carbono e o processo conhecido como Triplo Alfa. Em resumo, quem na verdade fundamenta a evolução do Universo e com ela, a nossa, é a gravidade. Não existe lugar no Universo onde ela se anule; sempre haverá o preenchimento do espaço por um Campo Gravitacional resultante, o que em certa forma verifica a ideia dos gregos, só que não pelo elemento ar, mas por um campo vetorial (OBSERVATÓRIO..., 2013).

Isaac Newton na sua Teoria da Gravitação Universal caracterizou a força com que dois corpos massivos interagem afirmando que ela está sobre a reta que os une, isto é, que passa pelos seus centros de massa, que formam um par Ação-Reação no sentido da sua Terceira Lei e portanto têm sentidos opostos e são aplicadas em corpos diferentes. A equação para a intensidade desta força é descrita na Equação 1:

$$F = G\frac{M_1 m_2}{d^2} \tag{1}$$

sendo sempre atrativa. Na equação, M_1 refere-se ao corpo de maior massa, o qual gera o campo gravitacional e o m_2 orbitante em estudo, o d é a distância entre os dois corpos e G a constante gravitacional universal. Algumas características importantes são que a gravidade é a mais fraca entre todas as forças fundamentais; a gravidade é uma força de longo alcance. Na equação (1) acima, não há qualquer limite para o valor de d, que é a distância entre os corpos e o numerador nunca se anula, o que mostra que há gravidade em todo o espaço e não existe repulsão gravitacional (HALLIDAY, 2010).

Na concepção de Newton, a intensidade do campo gravitacional é definida na Equação 2:

$$g = G\frac{M_1}{d^2} \tag{2}$$

G é uma constante determinada por Cavendish e atualmente aceito como $G = 6.67259x10^{-11}\frac{Nm^2}{kg^2}$. O peso apresentado por massas (m_2) quando imersos no campo gravitacional causado por M_1 é visto na Equação 3:

$$P_{m_2} = m_2 g = G\frac{M_1 m_2}{d^2} \tag{3}$$

É definido g como aceleração da gravidade na superfície da Terra, onde o seu valor pode variar (muito pouco) em relação a latitude em qualquer ponto no planeta. O valor calculado em Porto Alegre (latitude -30° 01' 59" e longitude -51° 13' 48") é definido como 9,795 m/s^2 (DA SILVEIRA, 2006). Podemos ter em algumas regiões do cosmos com microgravidade, termo que toma como referencial o valor da gravidade na superfície da Terra e estabelece o intervalo de 10^{-2} g a 10^{-6} g. Dependendo das nossas necessidades, nos laboratórios também simulamos estes valores através de acelerações. Valores compreendidos entre 10^{-2} g a 1 g são comumente objeto de pesquisas biomédicas e recebem o nome de hipogravidade (ROGERS, 1997). Na verdade não há um consenso, pois a própria NASA define que um ambiente de microgravidade é aquele em que o peso aparente de um sistema é pequeno em comparação com o seu peso real devido à gravidade (ROGERS, 1997). Tais valores encontrados na Lua e em Marte os quais serão abordados no desenvolvimento da CPP. São definidos como hipogravidade a aceleração da gravidade de Marte de 3,71 m/s^2 e da Lua, de 1,62 m/s^2.

Sem a intenção de comparação, mas da poeira das estrelas, da sua radiação e do resultado coletivo dos seus processos evolutivos advém a chance de vida como conhecemos. Isto visto, pode-se facilmente entender a importância de qualquer trabalho que envolva a gravidade, objeto de estudo desde os antigos (OBSERVATÓRIO..., 2011).

Da mesma forma que na Terra simulamos valores menores do que a gravidade padrão, também o fazemos para valores superiores, seja nos jatos da força aérea, seja nos lançamentos de naves espaciais ou em pequenas centrífugas em laboratórios e centrífugas humanas. É de extrema importância o estudo do comportamento humano nos dois extremos, nos casos de baixa gravidade, principalmente no que se refere ao treinamento de astronautas, crescimento de plantas e na área biomédica. No outro extremo, os valores de g maiores nos fornecem informação sobre os nossos limites no tocante à desorientação, perda dos sentidos e até do deslocamento de órgãos internos. Esse estudo norteia o desenvolvimento científico e tecnologia militar (ALBUQUERQUE, 2012; HALLIDAY, 2010; RUSSOMANO, 2007).

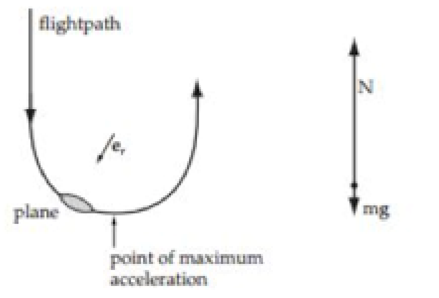
Em termos práticos, a ação da gravidade sobre corpos massivos acarreta o aparecimento de uma força atrativa e a isto denominamos peso do corpo, pode ser vista na Equação 4:

$$\vec{P} = m\vec{g} \tag{4}$$

Onde m é a massa do corpo, grandeza que representa a sua inércia, ou seja, a dificuldade de coloca-lo em translação, $\vec{P}$ peso vetorial e $\vec{g}$ aceleração da gravidade. Observe que esta massa é muito mais do que um simples fator de escala. Vê-se que a gravidade na mesma equação também pode ser entendida como a quantidade de força atrativa que o campo gravitacional induz em um determinado corpo por unidade de massa.

Neste mesmo contexto, na Figura 2 pode-se observar na uma trajetória curva e na sua parte inferior a tendência natural do móvel seria de manter sua velocidade vetorial constante, ou seja, sem alteração da direção. Tomamos um trecho infinitesimal do percurso, e aproximamos por uma reta; nessa situação, a normal é perpendicular à trajetória e também ao peso (ROGERS, 1997).

Figura 2 - Trajetória curva de um móvel.



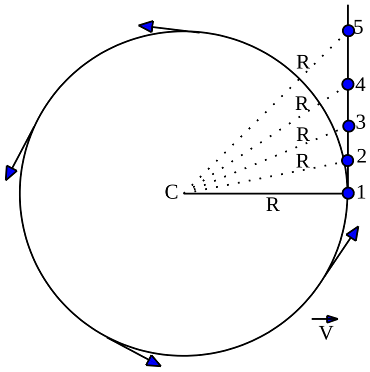
Fonte: Rogers (1997).

Embora a normal se oponha ao peso em superfícies horizontais, ela não o faz em planos inclinados. Não é correto afirma-se que a Normal é a reação do peso, pois ambos têm origens diferentes, o peso tem origem em um campo gravitacional e a normal é apenas uma reação à compressão causada em alguma superfície que pode até ser igual em módulo, mas nunca o será no sentido da Terceira Lei de Newton, portanto a Normal não deve ser vista como a reação do peso (HALLIDAY, 2010; LEWIN, 2010)

Não obstante o peso seja obtido também pelo produto de um escalar, a massa, pelo vetor $\vec{g}$, ele difere conceitualmente da massa. Enquanto ela caracteriza a inércia dos corpos, o peso é o resultado da presença da massa sujeita a um campo gravitacional. Nas condições artificiais, podemos simular, como já foi mostrado, várias situações onde obtém-se diferentes valores de gravidades. Tipicamente usam-se métodos baseados no Empuxo de Arquimedes ou situações onde acelerações produzem componentes gravitacionais.

Um observador em um ambiente isolado e desprovido de visão não poderia saber se está em queda livre sob ação da gravidade ou em um referencial acelerado (não inercial) (HALLIDAY, 2010). Quando um corpo descreve uma trajetória curva sua velocidade vetorial sempre será tangente à trajetória e portando ao cessar esta força, sua tendência será continuar em linha reta na direção da última tangente à curva (NEWTON, 1714). Um corpo gira na circunferência de raio R, onde R é o comprimento de um vínculo, barbante ou qualquer outro sistema que obrigue o corpo a descrever a trajetória circular. Em qualquer momento, um observador preso ao corpo sente que uma força o obriga a percorrer uma trajetória curva, esta é a força centrípeta, pois o puxa para o centro. A Figura 3 mostra que para este mesmo observador, fixo ao corpo, se a partir do momento 1 não houver mais o vínculo R entre o corpo e o centro, ele notará que o corpo continuará com velocidade vetorial constante, ou seja, descrevendo uma trajetória retilínea. Entretanto, para um observador situado em C, centro da circunferência e fixo nela e portanto acelerado, se a partir do momento 1 não houver mais o vínculo R entre o corpo e o centro terá a impressão que o corpo parece fugir, daí o nome centrífuga. Em seu referencial tudo passa como se o corpo se distanciasse do centro C, ou seja, para ele o raio R parece aumentar como se ele estivesse fugindo do centro (HALLIDAY, 2010; LEWIN, 2010).

Figura 3 - Ilustração do movimento de um corpo em trajetória circular.



Fonte: O autor (2014).

Para um observador inercial, quem o obriga a descrever tal curva é a aceleração centrípeta, ou a resultante centrípeta, conforme Figura 2. Podemos definir a resultante centrípeta na Equação 5.

$$\vec{F_c} = \vec{N} - m\vec{g} \quad (5)$$

onde $\vec{F_c}$ é a resultante centrípeta, m a massa, $\vec{g}$ a aceleração da gravidade, $\vec{N}$ Normal, reação vetorial que a superfície reage frente ao peso e à tendência que o corpo tem em manter a direção do vetor velocidade. Mas para outro que esteja num referencial não inercial, (acelerado, pois seu vetor velocidade muda constantemente de direção) tudo se passa como se ele fugisse do centro da trajetória. Nesse sentido ele “vê” que se distancia do centro e, portanto o nome dado a esta aceleração é centrífuga, mas na verdade ela é uma aceleração virtual, fictícia, pois segundo o conceito de força em NEWTON (1714) é uma interação entre dois ou mais corpos e a força centrífuga é resultado de uma aceleração do referencial e sendo sentida somente neles (HALLIDAY, 2010; LEWIN, 2010).

Há uma propriedade da matéria, chamada impenetrabilidade que proíbe dois corpos ocuparem o mesmo lugar no espaço ao mesmo tempo. Baseados nisto, se colocarmos um corpo em qualquer lugar que não seja o vácuo perfeito, haverá sempre uma tentativa por parte do meio de expulsá-lo, isso se parece com o antigo pensamento grego. O caso mais comum é a imersão em água onde este líquido reage à imersão com uma força vertical, de baixo para cima e cuja intensidade equivale ao peso do volume do líquido deslocado pela imersão do primeiro corpo. Esse é também um caso de perda de peso aparente, com resultado semelhante ao

movimento acelerado, ou seja, aparentemente tudo ocorre como se estivéssemos em ambientes de hipogravidade. Esse fenômeno é conhecido como Empuxo de Arquimedes (HALLIDAY, 2010) e pode ser visto na Equação 6:

$$\vec{E} = \mu \vec{g} V \qquad (6)$$

onde $\vec{E}$ = empuxo, μ = densidade do fluido, $\vec{g}$ = aceleraçãoo da gravidade e V = volume do corpo imerso.

2.2 A EXPLORAÇÃO ESPACIAL

O interesse do homem em missões tripuladas à Lua, Marte e além é revivido atualmente juntamente com o de estabelecimento de colônias extraterrestres. A importância em realizar estudos referentes às respostas fisiológicas do ser humano à ambientes fora da Terra se torna fundamental na exploração espacial.

2.2.1 Exploração Lunar

O ano de 1957 foi ímpar para a história da exploração lunar. A Lua passou a ser vista como um provável lugar para pessoas e sondas, devido ao lançamento do *Sputnik 1*. A União Soviética foi pioneira o obteve sucesso nos lançamentos de uma série de sondas robóticas, por exemplo, *Luna 1* e *Luna 3*, fotografando o lado da Lua nunca perceptível da Terra, ambas em 1959. Em abril de 1961, com um voo orbital e com uma duração de 108 minutos, o cosmonauta soviético Yuri Gagarin foi o primeiro homem no espaço a bordo da nave *Vostok I.* Visto que o pioneirismo era da USSR, John Fitzgerald Kennedy, presidente dos Estados Unidos da América, realizou a promessa de colocar um americano em solo lunar até o final da década de 60.

Foi o programa *Apollo* o responsável iniciar o interesse na exploração da Lua. Por medidas de segurança, isto é, permitir que os astronautas pousassem na superfície lunar e dela pudessem retornar, tornou-se necessário o conhecimento e o comportamento do ambiente. Para tanto, missões robóticas foram enviadas para esta coleta de informações científicas. Estabelecendo, assim, a primeira exploração de outro corpo celeste.

Várias foram as séries de sondas robóticas enviadas a Lua, tais como a do Programa *Ranger*. As primeiras apenas com a intenção de transmitir imagens da superfície lunar em melhor qualidade antes da colisão, pois não havia ainda sido desenvolvido um sistema de pouso seguro; assim esperava-se que a sonda conseguisse detalhar dados da superfície antes do impacto.

Em 1966, a Rússia pousa, com segurança, a sonda *Luna 9* na planície "*Oceanus Procellarum*", a qual constatou-se ser composta de pó e algumas rochas mas, com estrutura suficiente para suportar a nave. No mesmo ano, os Estados Unidos pousa a primeira sonda do Programa *Surveyor*, a *Surveyor 1*, a qual enviou, com êxito, detalhes sobre a superfície lunar e suas propriedades físicas. Sucessivamente, as próximas 5 sondas foram responsáveis pela ampliação da coleta de dados sobre as propriedades do solo e composição química, o que permitiu a análise da superfície e a comprovação geológica de basalto e outras rochas similares as encontradas na Terra. Isto revela que a Lua e a Terra tiveram origem comum e foi confirmado pelas amostras trazidas pela sonda *Apollo* 11.

A Lua não apresenta campo magnético nem atmosfera e é similar, geologicamente, à Terra o que proporciona melhor compreensão da sua historia planetária. O programa *Apollo* foi o melhor do programa espacial americano, pois em 8 anos partiu do zero e colocou o homem na superfície da Lua, o que trouxe desenvolvimento científico e uma nova visão sobre a origem e a evolução dos planetas e da vida na Terra. No ano de 1968, precisamente em dezembro, a *Apollo 8*, segunda missão tripulada do Programa, não pousou na Lua. No entanto, na noite de natal, seus tripulantes, os astronautas Frank Borman, James Lovell e William Anders, foram os primeiros homens a orbitar a Lua, transmitindo imagens do solo lunar nunca vistas antes. Em maio de 1969, a *Apollo 10*, que foi a quarta missão tripulada e a segunda a ir à Lua, testou o Módulo Lunar em órbita e chegou a sobrevoar a superfície da Lua a uma distância de 15km.

A próxima missão tripulada, a *Apollo 11*, foi a primeira a pousar em solo lunar em julho de 1969. Após a separação dos módulos da nave, Michael Collins permaneceu em órbita no Módulo de Comando Columbia, e Neil Armstrong e Edwin Buzz Aldrin fizeram um pouso preocupante e cheio de alarmes e advertências emitidas pelo computador de bordo do Módulo Lunar Eagle, no "Mar da Tranquilidade", uma área plana composta de lava basáltica.

Por 2 horas eles passearam coletando rochas e amostras de solo, cujas futuras análises mostraram ser de antigas lavas vulcânicas tendo sido cristalizadas a 3,6 bilhões de anos. Estas amostras, como já foi dito, evidenciam a similaridade química com o encontrado na Terra. A ideia de oceano de magma, aplicada a todos os planetas rochosos ou internos pode também ser aplicada a Lua através da combinação de dados anteriores obtidos pela *Surveyor 7*. Devido à presença de atmosfera, não vê-se na Terra, os resquícios do bombardeamento de micrometeoros presentes na superfície da Lua.

A *Apollo 12* foi a segunda missão a atingir a Lua e a primeira a pousar com precisão em um local pré-determinado pelo comitê de seleção de área de pouso da NASA. O local escolhido foi o conhecido como "*Oceanus Procellarum*" pois possuía vantagens em relação ao local do pouso feito pela *Apollo 11*. Como por exemplo, o local era plano e não apresentava riscos, a coleta de rochas e amostras radioativas conhecidas quimicamente como "terra rara" encontradas na Terra com 3,1 bilhões de anos era possível e, ainda, se os astronautas pousassem no local escolhido, eles caminharam até a sonda *Surveyor 3* e coletaram material para levar de volta à Terra o que possibilitou a análise de um corpo que ficou exposto ao ambiente lunar num total 31 meses, desde abril de 1967.

A próxima *Apollo*, a 13, por ter seu tanque de oxigênio avariado não pousou na Lua, entretanto, seus três tripulantes retornaram a terra. A *Apollo 14* pousou, em agosto de 1971, perto da cratera *Fra Mauro* com o objetivo de coletar amostras criadas pelo impacto do gigante "*Mare Imbrium*", vasto mare lunar, causador de uma cratera com aproximadamente mil km de diâmetro; Alan Shepard e Edgar Mitchell, astronautas desse voo fizeram dois passeios na superfície lunar coletando amostras rochosas de misturas geológicas complexas formadas pelo impacto ocorrido há 3,8 bilhões de anos. Após análise viu-se que a Lua não é nem um inferno vulcânico, nem um frio meteoro, mas sim um corpo planetário com uma historia complexa.

A partir de 1971, a NASA iniciou as missões conhecidas como "J". A primeira de caráter científico, a Apollo 15, constituída pelos astronautas David Scott, Alfred Worden e James Irwin que passaram três dias na superfície lunar usando um veículo elétrico chamado *Lunar Rover*. Nesta missão 20% da superfície da Lua foi mapeada pelo Módulo de Comando em órbita.

John Young e Charlie Duke, astronautas da Apollo 16 instalaram perto da cratera *Descartes* o primeiro telescópio astronômico lunar. Suas coletas de materiais atestaram a vida acidentada de impactos sofridos pela Lua e localizaram regiões onde podia-se medir valores fortes de um campo magnético devido a presença de certas amostras, mesmo que na média a Lua não apresente esta propriedade.

A *Apollo 17* encerrou a série das missões *Apollo* revolucionando, de certa forma, a ciência planetária, pois o conhecimentos acumulado mostrava uma mistura complexa de eventos como derretimento da superfície, derrame da lava vulcânica, bombardeios por grandes e microscópicos corpos, estes responsáveis pela formação da poeira lunar chamada de *Regolito*. Uma ilustração pode ser vista na Figura 4

Figura 4 - Geólogo-astronauta Jack Schmitt durante a exploração Apollo 17.



Fonte: SPUDIS (2008).

Já na década de 90, voltaram as missões robóticas com os *Clementine* e *Lunar Prospector*, dois robôs em missão conjunta da NASA. Foram testados, desta vez, não somente sensores militares para a defesa de mísseis, como também mapearam a cor e a forma da Lua.

A frase “a Lua joga pedras em nós” acabou fazendo sentido quando, em 1982, foi encontrado no polo sul da Terra o meteorito ALHA81005, um *Regolito* complexo oriundo da Lua semelhante àqueles coletados pela Apollo 16 em 1972. O fato de serem encontrados na Terra explica o espalhamento ocorrido devido às colisões de outros corpos celestes com a Lua e seus resíduos terem sido atraídos pelo campo gravitacional terrestre.

O retorno das missões lunares está previsto para breve; acredita-se que nos próximos dois anos quatro missões robóticas internacionais irão orbitá-la remapeando-a com qualidade superior, já que atualmente dispõe-se de maior tecnologia. O objetivo dessa volta não é de provar que é possível ir à Lua como a *Apollo 11* o fez, mas de aprender a fazer o que sabemos fazer na Terra e desenvolver tecnologias novas em outras condições e, quem sabe, poder estabelecer lá uma parada para as próximas viagens espaciais mais longas, abrindo o Sistema Solar para a Humanidade. Dessa forma, voltar à Lua é compreender melhor as nossas origens, jogar uma vista no futuro e preparar-se para ele (SPUDIS, 2008). A Figura 5 ilustra o futuro da colonização lunar.

Figura 5 - Simulação de futuras base lunares - posto avançado na borda da cratera *Shackleton*, perto do polo sul da Lua.



Fonte: SPUDIS (2008).

2.2.2 Exploração Marciana

Após travar uma batalha pela corrida espacial com os Estados Unidos, durante a Guerra Fria, a União Soviética foi pioneira em tentar enviar sondas a Marte entre as décadas de 60 e 70. Com o objetivo de desvendar o comportamento do ambiente marciano, o Programa Marte foi parcialmente bem sucedido. Somente a sonda Marte 3, das gêmeas que foram lançadas em 1971, Marte 2 e Marte 3, conseguiu aterrissar com êxito no quarto planeta do sistema solar, porém falhou

quinze segundos após o pouso, enviando, então, apenas uma foto da superfície marciana (HAMILTON, 2000).

Dentre as missões que já foram lançadas e as missões que ainda estão em desenvolvimento, a NASA totaliza um conhecimento adquirido em 120 missões. A missão americana para Marte, que iniciou em 1964 com a série *Mariner*, estabeleceu muitos objetivos, inicialmente, voar até Marte e fazer experiências científicas e coleta de dados durante a viagem. Em julho de 1965, *Mariner 4*, foi a segunda tentativa dos norte-americanos de enviar veículos não tripulados a Marte. A missão obteve sucesso e a sonda conseguiu não somente atingir a órbita de Marte, como também enviar a primeira fotografia próxima da superfície do planeta. O que permitiu constatar-se que a superfície era constituída de muitas crateras e canais naturais, porém nenhum resquício de água. A espaçonave *Mariner 5*, em 1965, era praticamente igual a anterior, porém com algumas inovações, trouxe informações sobre a radiação, atmosfera e campo magnético (BAJRACHARYA, 2008; JET..., 2013).

Em 1969, *Mariner 6 e 7* voaram em órbitas obtendo dados sobre a superfície, procurando sinais de vida e condições de desenvolvimentos de tecnologias para as próximas missões; sendo que a última delas orbitou Marte durante 5 dias. Já em 1971, a *Mariner 8*, mais conhecida como *Mariner H* acabou apresentando falhas já na saída. Após 167 dias de viagem, neste mesmo ano chegou a Marte a sonda espacial *Mariner 9*. Esta sonda conseguiu detectar resquícios de antigos possíveis rios pela superfície. Importante lembrar que a *Mariner 9* ainda está em órbita marciana (HAMILTON, 2000).

Segue-se a Missão *Viking*, iniciando com a *Viking 1* em 1975 cujo objetivo foi investigar a possibilidade de vida no planeta vermelho em duas fases, sendo a segunda completada pela *Viking 2* que aterrissou em Marte como complemento da busca de sinais de vida. Em 1992, surge o *Mars Observer*, espaçonave colocada em órbita, perto da Terra com o fim de obter imagens em alta resolução da superfície do planeta vermelho. Seguindo, em 1996 o *Mars Global Surveyor* o qual operou em Marte por mais de 9 anos, foi responsável por estudar a composição daquela planeta, mapear sua topografia, além de monitorar os padrões do clima. Ainda neste ano, a Missão *Mars Pathfinder*, juntamente com o veículo *Sojourner Rover*, cujo

objetivo era demonstrar a possibilidade de instalar equipamentos e instrumentos científicos com baixo custo, determinaram o marco para na exploração de planetas do Sistema Solar através da utilização de veículos com rodas.

Dois anos depois, em 1998 o *Mars Climate Orbiter* que originalmente foi idealizado para, a partir da órbita de Marte, estudar e servir de ponte nas comunicações dos projetos *Mars Polar Lander* e *Deep Space Probes*, teve problemas de navegação causados pela conversão de unidades entre o Sistema Métrico e o Inglês. O primeiro pouso nos polos de Marte foi conseguido pelo *Mars Polar Lander / Deep Space 2*, em 1999 projetado para procurar água congelada podendo escavar com um braço robótico. O recorde de tempo em órbita coletando dados sobre o clima e a geologia de Marte foi obtido pela espaçonave *Mars Odyssey* em 2001 que completou 10 anos e continua ativa (HAMILTON, 2000; JET..., 2013).

O objetivo da missão do *Spirit* (MER-A), veículo não tripulado de exploração especial, foi de examinar o planeta Marte. Ele foi construído para o programa *Mars Exploration Rovers*, ficou ativo entre 2004 e 2010 aterrissando no planeta vermelho, em janeiro de 2004, com êxito. O tempo programado para a missão foi atingido pelo robô, no entanto, ele continuou em atividade devido às suas ótimas condições e o excelente funcionamento de seus sistemas. Esperava-se que *Spirit* estudasse o solo e as condições geológicas de Marte durante o 1 km programado porém, ele percorreu 7,7km o que permitiu uma análise mais completa. As tarefas do robô foram interrompidas devido a perda de conexão, em marco de 2010. O *Jet Propulsion Laboratory* (JPL) tentou reestabelecer comunicação, porem não obteve sucesso.

Ainda no ano de 2004, aterrissou sobre o solo do Planeta Vermelho, três semanas após o *Spirit*, o segundo veículo que fez parte do programa de Exploração Geológica de Marte, *Opportunity* (MER-B) da NASA. Sua missão era chegar em solo Marciano, porém do outro lado do planeta. O robô permanece ativo há aproximadamente dez anos adquirindo informações científicas e transmitindo-as à NASA, excedendo o tempo previsto para a missão que era de 90 dias marcianos (24 horas, 39 minutos e 35,244 segundos). O *Opportunity* continua ativo, com *updates* semanais no site da NASA. Sua ilustração pode ser vista na Figura 6.

Figura 6 - Veículo de exploração Spirit / Opportunity em Marte.



Fonte: JET...(2013).

Fazendo parte da missão *Mars Science Laboratoty*, o *rover Curiosity*, veículo de exploração de Marte, teve sua missão iniciada em novembro de 2011 com excelência na aterrissagem, mais precisamente em agosto 2012. Tem o tamanho de um veículo convencional médio e seu principal objetivo é de estudar a superfície do Planeta Vermelho. O robô que está há mais de um ano no planeta vizinho, encontrou condições favoráveis a vida microbiana, no centro da cratera *Gale*. Há, nesse local, inúmeros níveis de sedimentos, o que revela a transformação do ambiente marciano apontando que o Planeta Marte demonstra a exposição à água no seu estado líquido. Indo além, planeja-se para 2020 o *Mars Exploration Program: 2020 Mission*, um conjunto de *rovers* robóticos com fins científicos. Mais além, mas sem data prevista, espera-se que a *Mars Sample Return*, constitua o início da trazida de amostras de solo marciano como feito na Lua na década de 60 (JET..., 2013).

O envio de seres humanos a Marte pode expor esses astronautas a riscos de saúde ainda mal definidos, incertos e até imprevisíveis. Astronautas são enviados a Estação Espacial Internacional onde permanecem por até seis meses a bordo. Já uma expedição a Marte pode levar mais de 18 meses. A NASA pretende levar astronautas à Marte até 2030. Uma dessas missões é a chamada *Mars-One*, conforme ilustração da Figura 7.

Figura 7 - Futura colonização marciana pelo projeto Mars-One.



Fonte: MARS-ONE (2014).

Idealizado pelo engenheiro holandês, Bas Lansdorp, o projeto *Mars One* visa colonizar o planeta Marte, ou seja, enviar uma missão tripulada a Marte e instalá-la lá. Com um custo, para colocar as primeiras quatro pessoas, de aproximadamente seis bilhões de dólares somente para a primeira fase, exclui-se a etapa do retorno, isto é, somente acontecerão viagens de ida. E para cada próxima missão são estimados custos de quatro bilhões de dólares. (MARS-ONE, 2014)

O módulo de sistema de suporte de vida é designado a produção manutenção da atmosfera da base, eletricidade e reciclagem da água. Painéis solares deverão gerar energia e a água deverá ser reaproveitada fazendo o uso de um extrator que aquecerá o solo marciano fazendo evaporar os cristais de gelo. Já o oxigênio será produzido através da água readquirida, o nitrogênio e o argônio serão filtrados da atmosfera de Marte.

A moradia dos astronautas no quarto planeta do sistema solar será o módulo de habitação. Ele será constituído de uma parte inflável, coberta de solo marciano para proteger a tripulação da radiação, capaz de aumentar o espaço útil de morada, além dos serviços básicos, tais como chuveiro, cozinha, banheiro, entre outros. A base de moradia será composta de um sistema de estufas a fim de assegurar os alimentos dos colonos. Os equipamentos que constituirão esse módulo serão capazes de ampliar e possibilitar a manutenção da base.

O projeto prevê que em 2018, uma missão de demonstração será realizada a fim de testar alguns dos equipamentos como os painéis solares, os de obtenção de oxigênio. Em 2020, serão lançados o satélite de comunicações. Em 2022, seis módulos aterrissarão em Marte, sendo eles dois de suporte de vida, dois de armazenamento e dois de habitação. Eles serão levados por veículos ao local escolhido para a colonização e serão montados, logo após, serão instalados os painéis solares. Os dois módulos de suporte de vida já serão ativados para começar a captação de oxigênio e água para a chegada dos tripulantes em 2025. O ano de 2024 será o de lançamento a órbita dos módulos da nave espacial que levará os astronautas ao Planeta Vermelho, contendo quatro tripulantes a bordo.

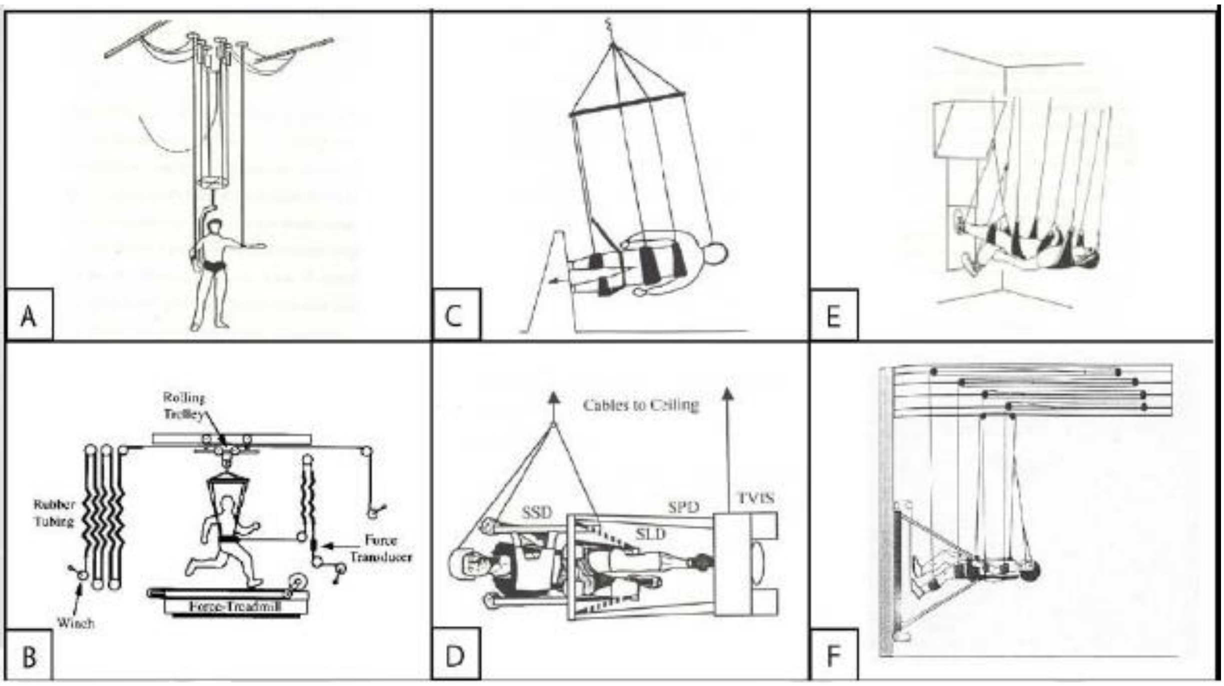
Está programada para 2025 a aterrissagem, em Marte, da nave espacial com a primeira tripulação. Os astronautas, dois homens e duas mulheres, serão levados até a base por veículos. Prevista para 2027 a aterrissagem de uma cápsula com mais quatro pessoas. E, em 2035, espera-se que a colônia de habitantes do Planeta Vermelho chegue a um número de 20 pessoas (MARS-ONE, 2014).

2.3 SIMULAÇÃO DE REDUÇÃO DA GRAVIDADE

Ao longo da história da exploração espacial uma variedade de técnicas têm sido pesquisadas e exploradas para simular a gravidade reduzida (hipogravidade) ou gravidade zero (PATIL, 2013). Tais simulações servem para a capacitação de astronautas a uma melhor adaptação às viagens espaciais, verificando respostas fisiológicas a aspectos como análise de músculos e articulações o esforço para o deslocamento, consumo de oxigênio, velocidade preferencial de deslocamento, análise da cinemática da marcha, respostas fisiológicas entre outros fatores (NEWMAN, 1994).

A maioria dos estudos de marcha em hipogravidade descritos na literatura utilizam alguma forma de contrapeso ou plataforma como meio de simulação de gravidade reduzida (PERUSEK, 2007). Técnicas de suspensão corporal são frequentemente utilizados, como vertical, lateral e sistemas de suspensão supina (PERUSEK, 2007). Na Figura 8 são mostradas várias técnicas usadas.

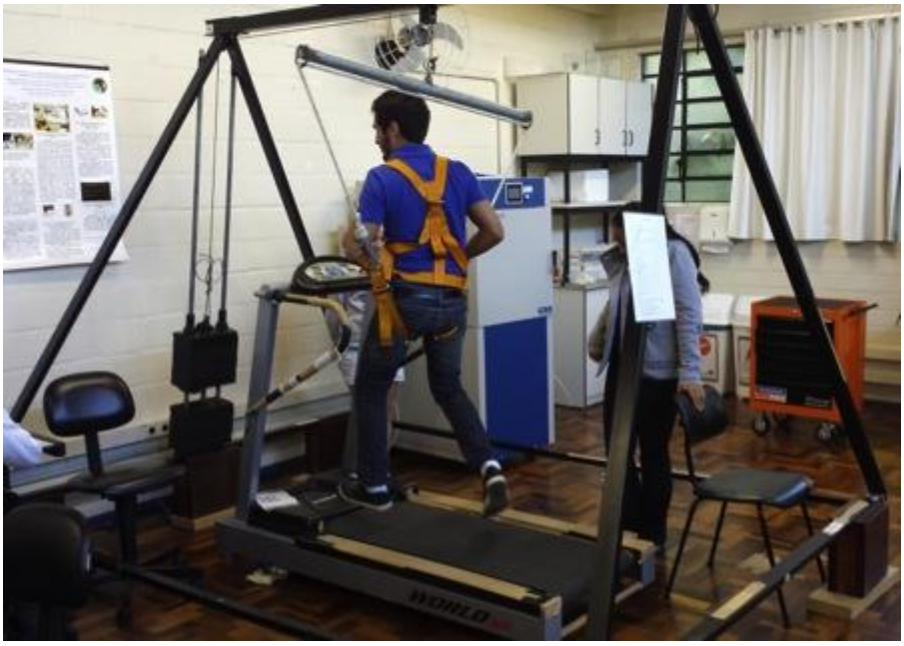
Figura 8 - Técnicas de suspensão corporal: A: protótipo de suspensão vertical; B: suspensão por cintos e contrapesos; C: suspensão lateral; D: suspensão lateral; E: suspensão na posição supina; F: suspensão supina.



Fonte: PERUSEK (2007).

A principal limitação dessas técnicas de suspensão é o inerente a compensação entre a complexidade mecânica e fidelidade da simulação. São necessários sistemas de suspensão mais simples, aplicando uma redução do peso aparente apenas no centro de massa do corpo gravitacional, deixando os membros inferiores livres para o balanço. As plataformas de suspensão mais complexas, com suspensão de membros individuais tendem a aumentar a complexidade mecânica e reduzir a liberdade de movimento para um grau indesejável (NEWMAN, 1994). Na Figura 9 pode ser vista a suspensão corporal através do cinto (*harness)* e sistema de contrapeso no Centro de Microgravidade.

Figura 9 - Sistema de suspensão corporal do Centro de Microgravidade.



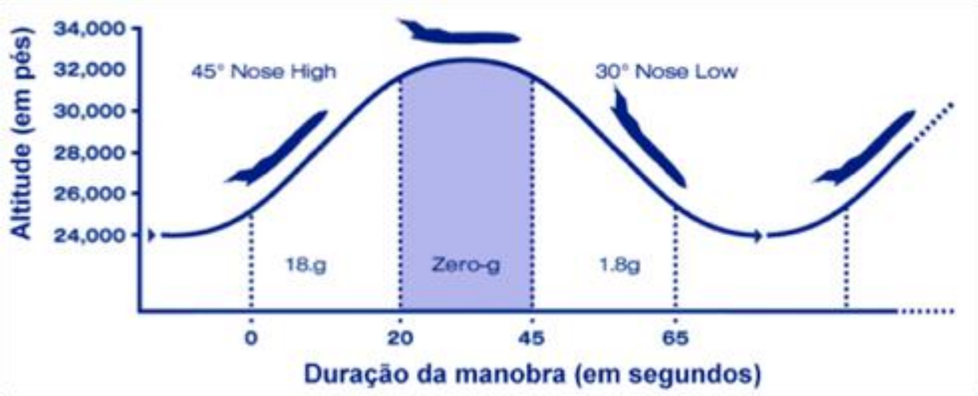
Fonte: O autor (2014)

Por breves períodos de gravidade reduzida sem qualquer aparelho de oneração, o voo parabólico realiza uma simulação de microgravidade, o qual é considerado o padrão de fidelidade em relação ao qual devem ser comparadas todas as outras técnicas de simulação de gravidade reduzida (NEWMAN, 1994).

A Agência Espacial Europeia e a NASA proporcionam voos parabólicos onde a resultante centrípeta se iguala ao peso do corpo e por um tempo determinado pode-se desfrutar de um ambiente de microgravidade. Nestes mesmos voos pode-se, também, adicionar-se ao peso a força centrípeta invertendo-se assim a sensação da diminuição de peso, ou seja, participar de um ambiente onde o valor de g seja maior do que o da superfície da Terra.

Esses voos são realizados em aviões com configuração especial, realizando parábolas que resultam em períodos de até 20 segundos de microgravidade. Durante uma campanha de voo, a qual consiste em três viagens, cerca de 30 parábolas são efetuadas em cada voo, ou seja, 90 parábolas no total. Em cada parábola, existe um período de aumento da gravidade (1,8 a 2 g) o qual tem a duração de cerca de 20 segundos, imediatamente antes e após o segundo período de Microgravidade. Uma ilustração pode ser vista na Figura 10.

Figura 10 - Manobra de voos parabólicos



Fonte: EUROPEAN... (2010).

Os voos parabólicos também proporcionam um ambiente de hipogravidade, através de um arco maior que o avião voa na parte superior da parábola. Os valores pode chegar aos mesmos da aceleração da gravidade marciana ou lunar. Um experimento a bordo de um voo parabólico pode ser visto na Figura 11.

Figura 11 - Experimento fisiológico durante campanha 46 de voos parabólicos da ESA.



Fonte: EUROPEAN... (2010).

Atribuída ao fenômeno do Empuxo de Arquimedes, outra técnica é a imersão subaquática (Neutral Buoyancy), onde a redução do peso aparente se da à força de empuxo em função do meio líquido. Entretanto as forças de arrasto durante o

exercício geram forças opostas ao movimento, mudando parâmetros fundamentais para análises científicas. (GRABOWSKI 2010). A simulação é limitada a tarefas quase estáticas, tais como as realizadas por astronautas em órbita da terra (MIRVIS, 2011). Um exemplo de simulação de marcha subaquática pode ser visto na Figura 12.

Figura 12 - Simulação de marcha em hipogravidade por imersão subaquática.



Fonte: MIRVIS (2011).

Robôs especializados são utilizados para diminuição da carga e para prover assistência durante o deslocamento (PATIL, 2013). Um exemplo é o dispositivo de assistência de caminhada ou *Walking Assist Device with Bodyweight Support System* da HONDA. Esse dispositivo reduz a força de reação do solo ao usuário do mesmo. É compreendido através de um eixo de distribuição onde mecanismos de expansão e contração dispostos à direita e esquerda estão ligados a um assento em um único ponto (IKEUCHI, 2009). O mesmo pode ser visto na Figura 13.

Figura 13 - *Walking Assist Device with Bodyweight Support System.*



Fonte: IKEUCHI (2009)

2.4 CÂMARA DE PRESSÃO POSITIVA PARA MEMBROS INFERIORES

A empresa AlterG sediada nos Estados Unidos da América comercializa a *Anti-Gravity Treadmill* ou esteira antigravidade. Naquele país o equipamento tem valores de até US$ 75.000,00 (ALTERG, 2013). O modelo comercial do equipamento pode ser visto na Figura 14.

Figura 14 - *Anti-Gravity Treadmill AlterG.*



Fonte: ALTERG (2013).

Possui limitações por somente diminuir somente até 80% do peso aparente do voluntário, é uma solução fechada, onde a esteira ergométrica é integrada ao

equipamento, não podendo ser modificada, nem mesmo com outros tipos de aparelhos de exercícios físicos, e sua montagem e transporte são complexo exigindo especialistas ou técnicos para realização do serviço.

Além do modelo comercial, outro equipamento foi desenvolvido na Universidade de San Diego, nos Estados Unidos da América. Esse equipamento está localizado em um laboratório de pesquisa, o UCSD Clinical Physiology Laboratory. O equipamento consiste em uma caixa rígida de acrílico do material acrílico *LEXAN* de 1,91 cm de espessura, onde é ligado através de um aspirador de pó inverso para gerar a pressão positiva no interior da câmara. Pode ser conferido na Figura 15.

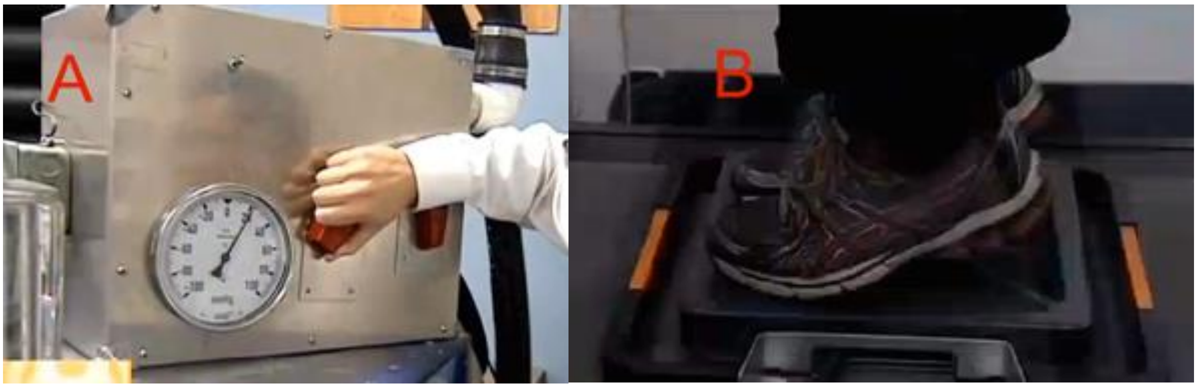
Figura 15 - *Lower Body Positive Pressure Department of Orthopaedic Surgery, University of California, San Diego, CA, USA.*



Fonte: RUCKSTUHL (2009).

Para manter a pressão desejada, o sistema possui válvulas de alívio, onde a pressão interna na câmara é regulada de forma manual por um operador, a partir da leitura de um manômetro analógico, regulando a saída de ar. O peso é medido a partir de uma balança comum que é colocada no interior da câmara. O sistema pode ser visto na Figura 16.

Figura 16 - *Lower Body Positive Pressure, University of California, San Diego, CA, USA.* A: Válvula de alívio para regulação da pressão; B: balança para mensuração peso no interior da câmara.



Fonte: STENBOCK (2013).

Suas limitações consistem em ser uma caixa rígida, a qual restringe os movimentos (ajuste altura) e transporte do equipamento, a leitura do peso é feita de forma manual assim como o controle da pressão, feito por um operador também de forma manual.

2.5 MARCHA HUMANA

Caminhar e correr são dois tipos básicos de movimentos humanos para se movimentar de um lugar para o outro, no entanto a análise de tais movimentos são muito complexos. De acordo com o ambiente no qual os animais vivem, são utilizados diferentes tipos de propulsão. Os mamíferos terrestres utilizam as pernas, por exemplo. Tal movimento não é particularmente eficiente, pois os membros precisam ser continuamente reposicionados no solo e a velocidade dos pés cai a zero a cada passada. No entanto, as pernas oferecem diversas vantagens como se locomover em diferentes tipos de terreno, obstáculos, escalar e fazer curvas fechadas (SAIBENE, 2003).

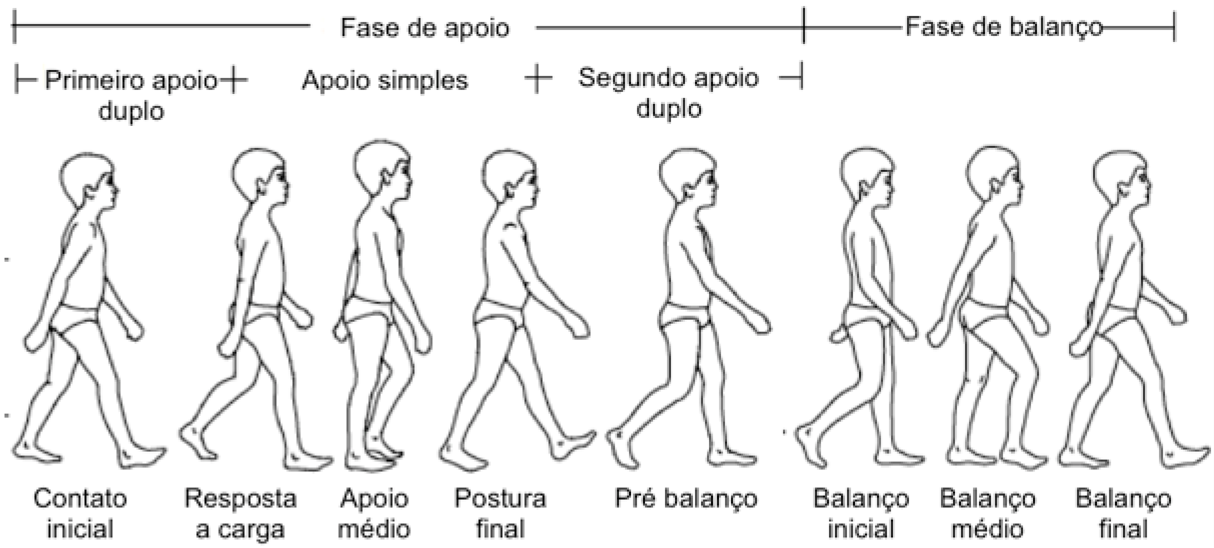
A locomoção humana é caracterizada por dois principais padrões de marcha: caminhada e corrida. Isso possibilita um ser humano a se mover por longos períodos em uma baixa velocidade ou rapidamente até 10 m/s durante uma corrida. Os eventos cíclicos de uma corrida e caminhada são diferentes, o tempo de apoio em cada pé é maior na caminhada comparando com a corrida enquanto que o balanço é maior na corrida. (SAIBENE, 2003). A maior diferença entre caminhar e correr é que para a caminhada existe um período em que os dois pés estão apoiados no solo

(*double support*), enquanto que na corrida, existe um período em que os dois pés não estão em contato com o solo (*double float*) (YAM, 2002).

A locomoção humana possui dois requisitos básicos, sendo o primeiro a periodicidade do movimento de cada passo de uma posição a outra e o segundo a força de reação do solo suficiente para suporte do corpo. Esses dois requisitos são necessários para qualquer forma bípede de caminhar, não importando qualquer patologia que a pessoa possa ter.

O padrão de marcha humana pode ser associado ao movimento de uma roda, pois o padrão cíclico do movimento é repetido diversas vezes, passo após passo. Descrições da marcha normalmente descrevem um único ciclo, assumindo que os sucessivos ciclos serão os mesmos. Apesar disto não ser estritamente verdadeiro, está aproximação é valida para a maioria das pessoas. A Figura 17 mostra um ciclo de uma menino normal de oito anos de idade, onde por convenção o ciclo inicia-se quando um pé (neste caso o direito) faz contato com o solo (VAUGHAN, 1992).

Figura 17 - Ciclo de marcha normal de um menino de oito anos de idade.



Fonte: Adaptado de VAUGHAN (1992).

São duas as fases principais no ciclo de marcha, a fase de apoio (*stance phase*), quando os pés estão no chão e a fase de balanço (*swing phase*) onde o pé não está mais em contato com o chão e a perna correspondente está se deslocando para frente preparando-se para o próximo passo.

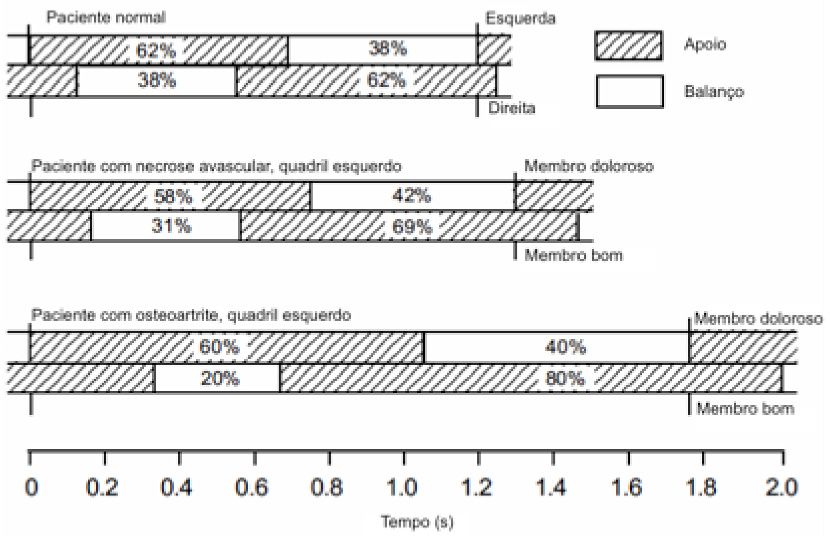
De acordo com a Figura 17 a fase de apoio (*stance phase*) pode ser divido em três fases separadas:

- Primeiro suporte duplo (*first double support)*: quando os dois pés estão em contato com o chão.
- Suporte simples (*single limb stance*): quando o pé direito está em contato com o solo e o pé esquerdo está em movimento.
- Segundo suporte duplo (*second double support*): quando os dois pés estão novamente em contato com o solo.

Nesse caso onde a convenção foi o início com o pé direito, a mesma terminologia pode ser aplicada para início com o pé esquerdo. Em uma marcha normal, há uma simetria natural entre os lados direito e esquerdo. No entanto em uma marcha patológica, um padrão de marcha assimétrico pode existir.

A Figura 18 ilustra a simetria em uma marcha normal entre os lados esquerdo e direito nas fases de apoio (*stance*) e balanço (*swing*). A Figura 18 também compara a marcha de dois pacientes onde sua caminhada é assimetria, por gastar menos tempo nos lados em que sentem dores no quadril.

Figura 18 - Tempo de marcha de um paciente normal e dois pacientes com dores no quadril unilateral.



Fonte: Adaptado de VAUGHAN (1992).

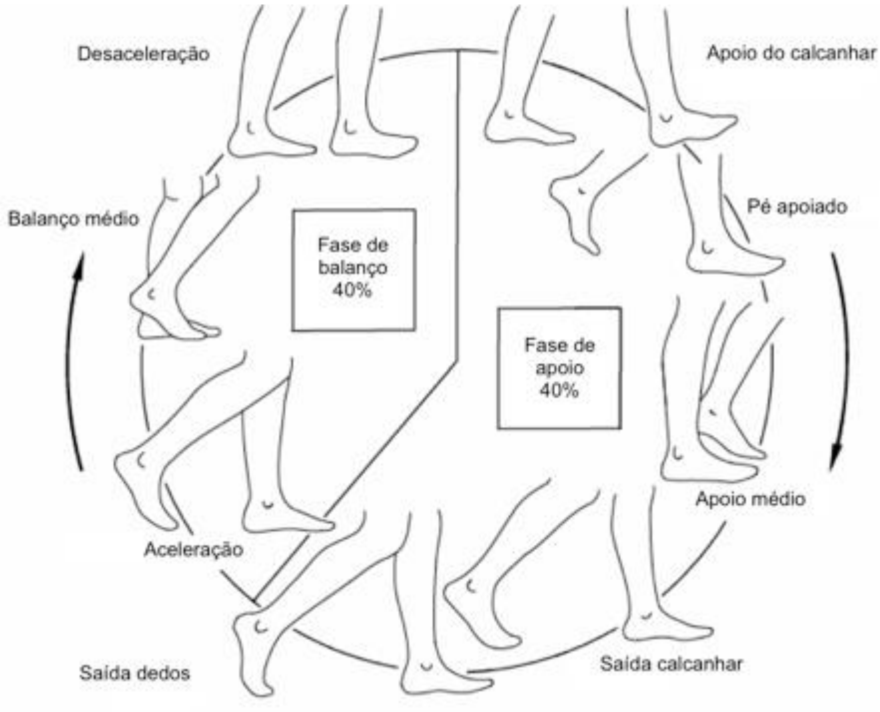
O ciclo de marcha é dividido entre oito períodos distintos, onde cinco deles são na fase de apoio e três na fase de balanço, baseados no movimento do pé. Pode ser conferido na Figura 19. Os períodos da fase de apoio são os seguintes:

- Apoio do calcanhar (*Heel strike*): inicia o ciclo de marcha e representa o ponto em que o centro de gravidade do corpo está na posição mais baixa.
- Pé apoiado (*Foot-Flat*): é quando a superfície plantar toca o solo
- Apoio médio (*Midstance*): acontece quando o pé em movimento passa o pé de apoio e o centro de gravidade está na posição mais alta.
- Saída do calcanhar (*Hell-off*): ocorre quando o calcanhar perde o contato com o solo.
- Saída dedos (*Toe-off*): Termina a fase de apoio quando o pé deixa o chão.

A fase de balanço vem a seguir:

- Aceleração (*Acceleration*): começa quando o pé deixa o chão e o voluntário ativando os músculos flexores do quadril.
- Balanço Médio (*Midswing*): acontece quando o pé passa pelo outro apoiado, concidindo a fase de *Midstance* do outro pé.
- Desaceleração (*Desaceleration*): a ação dos músculos quando desaceleram preparando o próximo pé para o *heel strike*.

Figura 19 - Descrição das oitos fases da marcha humana.



Fonte: Adaptado de VAUGHAN (1992).

A definição de parâmetros temporais e espaciais da marcha permite conclusões específicas de caminhar ou correr. Podem ser definidos quando, onde, quanto e o quão rápido o indivíduo está em contato com o solo. Esses parâmetros incluem o tempo do passo, o comprimento da passada, velocidade e a cadência. Durante o ciclo de marcha, aproximadamente 60% do tempo é gasto na fase de apoio e 40% na fase balanço. Correr possui características reversas, menos de 40% do ciclo de marcha é gasto para o apoio e mais de 60% é gasto no balanço. Com o aumento da velocidade na corrida, o tempo em fase de apoio diminui e o tempo na fase de balanço aumenta. Para aumentar a velocidade, a distância da passada é aumentada inicialmente, seguido pela cadência. O aumento do comprimento da passada é associado ao aumento na velocidade e limitado pelo comprimento da perna e da habilidade para realizar a passada. Apesar da cadencia poder ser treinada, é um impacto direto no contato com o solo e força de reação do solo atuando no corredor, refletem que uma cadência preferencial pode ser escolhida para conter as forças de impacto e taxas de carga (DICHARRY, 2010).

2.6 DESENVOLVIMENTO DE PROJETOS

O desenvolvimento de um projeto de engenharia é definido como uma atividade voltada para o atendimento das necessidades humanas. Em muitos casos, é produzido um modelo ou protótipo que é utilizado como referencia na produção de um determinado produto, sendo o mesmo produzidos quantas vezes forem necessárias.

Quando um problema é estudado profundamente, sua solução levando em consideração todos os fatores e efeitos concebíveis torna-se inviável. Além de ser extremamente complexo o conhecimento de todos os fatores relevantes ou prever todos os possíveis efeitos gerados, muitos desses fatores acabam não sendo relevantes no resultado final, podendo ser desprezados. Somente com a experimentação é que é possível conhecer a pertinência de tais fatores e escolher os que podem ser desconsiderados. Sempre é necessário obter uma solução prática em tempo adequado e após uma primeira abordagem do problema original, verifica-se outros subproblemas até a chegada final de uma solução. São raros os casos em que se obtém uma solução direta, sendo que a maioria dos sistema mais complexos

não funciona da primeira vez, necessitando de contínua revisão. Um protótipo é definido como um produto de trabalho em da fase de testes ou planejamento de um projeto.

Para definição dos materiais que serão utilizados, é realizado um equacionamento de todos os fatores referentes às propriedades dos materiais em relação a função que irão desempenhar ao processo de fabricação que serão submetidos. Também deve-se considerar as condições de suprimentos, peças de substituição, disponibilidade no mercado e custos. Tal definição de escolha de materiais é parte bastante complexa de um projeto, onde são observados os aspectos em relação a propriedades mecânicas, propriedades físicas, fatores de meio ambiente, processos de fabricação, suprimentos, custos, certificações, acabamento e reciclagem. Porém, sempre haverá um ou mais fatores que terão predominância sobre os demais.

Desenhos e diagramas fazem parte de todo o projeto desde seu início, dando forma às ideias. Para estudar o problema, pode-se analisar as características de um desenho e avaliar os propósitos para o qual é requerido então, comparando os requisitos às circunstâncias pode-se chegar as indicações técnicas a serem abordadas em cada situação. Geralmente são utilizados métodos de representação altamente simbólicos que transmitem a informação apresentando a grande vantagem da rapidez e da simplicidade. Em certos casos a notação simbólica é suficiente para representar objetos, no entanto há casos em que valores ou declarações são mais facilmente expressos na forma de instruções adicionais (BACK, 1983).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Para o desenvolvimento da Câmara de Pressão Positiva para Membros Inferiores foi necessário um planejamento desde sua idealização até o protótipo final com testes de funcionalidade. Uma ilustração do seu projeto em desenho computacional final pode ser conferida na Figura 20.

Figura 20 - Ilustração do projeto computacional final de uma câmara de pressão positiva para estudos em fisiologia espacial. A: soprador; B: interface de cabos e instrumentos (sensores de pressão, umidade, temperatura e células de carga); C: válvulas de emergência; D: microcontrolador, circuito de emergência; E: interface humana e coleta de dados; F: inversor de frequência, fonte; G: estrutura metálica; H: botão de emergência; I: visores laterais; J: esteira ergométrica; K: câmara principal; L: zíper; M: membrana de Neoprene; N: short de Neoprene; O: ajuste de altura; P: bancada de instrumentos.



Fonte: O autor (2014)

As etapas do projeto podem ser vistas no fluxograma da Figura 21.

Figura 21 - Fluxograma de desenvolvimento do projeto.



Fonte: O autor (2014).

3.1 LEVANTAMENTO BIBLIOGRÁFICO

Foi realizada a busca de fontes bibliográficas em banco de dados, revistas indexadas, livros, para melhor elaboração da justificativa da construção CPP.

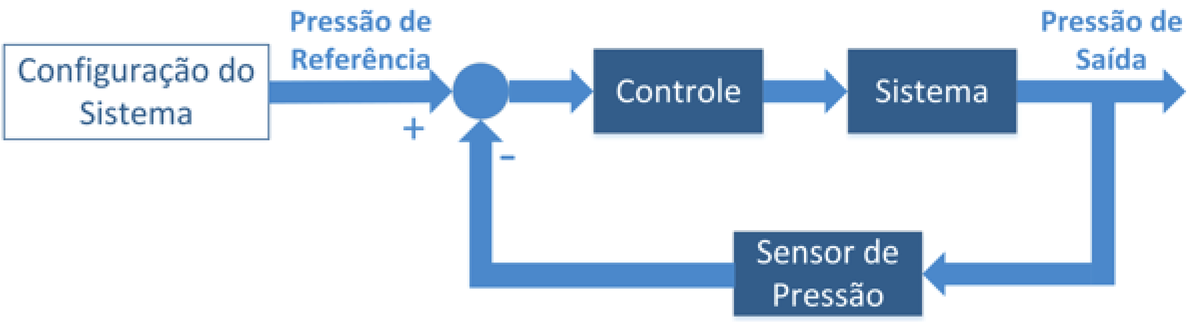
3.2 IDEALIZAÇÃO DO SISTEMA DE CONTROLE

Para a idealização da CPP, foi necessário realizar uma análise do sistema de controle proposto para planejamento da mesma como um todo, para então definir os

equipamentos que seriam utilizados. Para isso, foi utilizada uma representação por um diagrama de blocos. Esta fase foi fundamental para definir a forma de como uma pessoa teria o seu peso aparente diminuído de forma confiável, segura e controlada.

O sistema de controle utilizado foi o de malha-fechada o qual proporciona um controle melhor da variável de saída, uma vez que a variável de saída é utilizada como informação na determinação da variável de controle. Observa-se que independentemente da natureza do processo sob controle, um sistema em malha-fechada, permanecerá inalterado. Um sistema em malha-aberta poderia ser aplicado ao controle da CPP, no entanto como foi previsto que o sistema possuiria um sinal de erro que alteraria a variável de saída, em função da perturbação da própria natureza de um sistema real, então este não seria o mais adequado. O diagrama de blocos do sistema de controle realimentado pode ser visto na Figura 22.

Figura 22 - Diagrama de blocos idealizado ao sistema da CPP.



Fonte: O autor (2014).

As variáveis do diagrama de blocos podem ser definidas de forma única independente do tipo de grandeza física controlada. Sintetizando, o controle consiste em determinar um peso aparente do voluntário e o sistema fazer com que esse peso aparente seja atingido e mantido pelo tempo desejado através do controle de pressão interna da câmara principal.

Blocos servem para descrição da relação matemática que existe entre a variável de entrada e de saída, o somador é utilizado para somar ou subtrair sinais e o nó é utilizado para empregar o mesmo sinal em um ou mais blocos.

A variável de referência do sistema – Pressão de Referência, representa a pressão necessária no interior da CPP para que o voluntário passe a ter o peso aparente desejado com valores de peso semelhantes ao que teria na Lua ou em

Marte. É determinada através do bloco de configuração do sistema, em um controle em malha aberta, com uma entrada a rampa, onde é medido o peso aparente do voluntário através de sensores (células de carga) que medem a força peso do voluntário no interior da câmara principal. Através dessa medida, o microcontrolador utiliza tal informação para verificar qual o valor de pressão necessária para chegar ao peso aparente estabelecido pelo operador do sistema, se de Marte ou Lua.

O cálculo teórico para diminuição do peso aparente é realizado conforme Equação 7 onde P_1= pressão externa, P_2= pressão interna e Equação 8 onde GRF = força de reação do solo, m = massa, g = aceleração da gravidade, A_{xy} = área da membrana na cintura do voluntário e ΔP = diferença de pressão interna e externa (MACIAS, 2012).

$$\Delta P = P_1 - P_2 \quad (7)$$

$$\text{GRF} = m * g + A_{xy} * \Delta P \quad (8)$$

O bloco que representa o sinal de controle, é onde o microcontrolador calcula o sinal mais adequado para chegar no valor desejado em função da variável de entrada (pressão de referência) menos o erro representado pela realimentação, ou seja há uma comparação para cálculo da diferença entre o sinal de referencia e a saída do sensor, dando ao controlador uma medida de erro do sistema em relação a pressão.

O bloco que representa a planta do sistema, atuará de forma a diminuir o peso aparente do voluntário. No sistema está inerente uma perturbação, representada pelo vazamento de ar da câmara e incertezas de medição. Finalmente na saída, temos a pressão necessária para a diminuição do peso aparente. O sinal da variável de saída é mensurado por um sensor, que realimenta o sistema para o cálculo do erro no controle (FRANKLIN, 2013).

3.3 IDENTIFICAÇÃO E ADAPTAÇÃO DE EQUIPAMENTOS

Para colocar em prática a idealização da CPP os principais equipamentos utilizados foram:

- Soprador;
- Inversor de frequência;

- Sensor de pressão;
- Sensor de temperatura e umidade;
- Células de Carga;
- Microcontrolador;
- Interface com o usuário;
- Esteira ergométrica;
- Short Neoprene.

3.3.1 Soprador

Para que seja possível o aumento da pressão no interior da câmara, foi necessário a utilização de um soprador industrial. Esse equipamento é um tipo de ventilador centrífugo que possui característica de alta pressão e 10 pás curvadas para trás. Esse tipo de ventilador é o mais eficiente entre os centrífugos, produzindo um menor ruído, com pás aerodinâmicas. Ele não é apropriado para movimentação de gases com particulado sólido o que pode desgastar as pás rapidamente, porém este caso não se aplica ao protótipo, o qual utilizará apenas ar para elevar a pressão. Este tipo de ventilador não apresenta problemas por projeto incorreto ou operação inadequada do sistema (CLEZAR, 1999).

O equipamento é da marca VEM Sachsenwerk Dresden, feito na Alemanha, tipo KD 80. ½, podendo ser ligado em triângulo ou estrela, de 220 V ou 380 V. A ligação utilizada foi a de 220 V. Consumo de uma corrente de 3,21 A em rotação nominal máxima de 2850 rpm a uma frequência de 50 Hz e potência de 800 W. Tem uma massa de aproximadamente 8,6 kg e pode ser conferido na Figura 23.

Figura 23 - Soprador.



Fonte: O autor (2014).

Para maior segurança dos usuários foi necessária a adaptação de uma grade de segurança na admissão de ar (em preto) conforme a Figura 23. Para pleno funcionamento deste equipamento, foi necessário sua limpeza e balanceamento, conforme Figura 24.

Figura 24 - Balanceamento soprador.



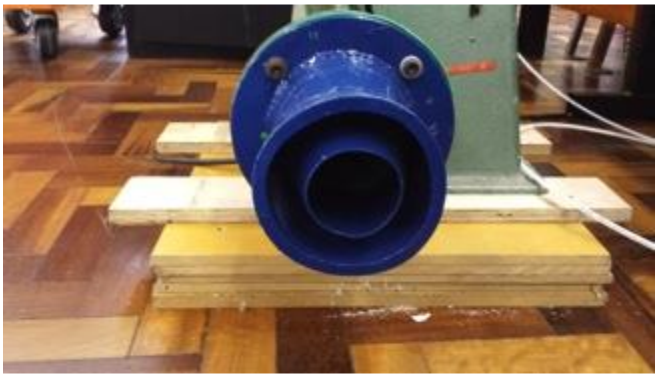
Fonte: O autor (2014).

3.3.1.1 <u>Bocal do Soprador</u>

Como característica do equipamento, o bocal do soprador possui um formato cônico, o qual seria muito difícil a vedação com a conexão de alimentação de ar da CPP. Portanto foi necessário a adaptação do mesmo para um formato cilíndrico.

Como o bocal de alimentação da câmara possui um diâmetro de 140 mm, foi desenvolvido um cilindro de 125 mm de diâmetro através da conformação de uma chapa e um anel externo de 140 mm de diâmetro. As peças foram soldadas com eletrodo revestido 6013. O bocal foi pintado em azul e pode ser conferido na Figura 25.

Figura 25 - Bocal do Soprador.



Fonte: O autor (2014).

3.3.2 Inversor de Frequência

Para realização do acionamento do motor do soprador, através de uma malha de controle, é fundamental a utilização de um inversor de frequência que fará o controle do mesmo. Primeiramente o inversor retifica a tensão de corrente alternada de entrada da rede elétrica de 220 V na seção retificadora para um tensão de corrente contínua. Na seção inversora a tensão então é novamente convertida em corrente alternada controlada pelo chaveamento gerador de um trem de pulsos de largura variável senoidal, controlando a velocidade de rotação do motor através da variação da frequência.

Ao menos três inversores de frequência foram testados para definir qual o mais adequado para o sistema conforme a bancada de testes na Figura 26.

Figura 26 - Bancada de testes de inversores de frequência e motores.



Fonte: O autor (2014).

O inversor de frequência utilizado para o controle do soprador foi de modelo SIEMENS MICROMASTER 6SE9216-8CB40 corrente de 14,4 A, frequência de entrada de 47 a 63 Hz e saída de 7,4 A variando de 0 a 400 Hz com potência de até 1500 W. Tais característica suprem a necessidade de controle do motor, onde o mesmo pode ser conferido na Figura 27, e seu esquema elétrico no APÊNDICE D.

Figura 27 - Inversor de Frequência SIEMENS MICROMASTER 6SE9216-8CB40.



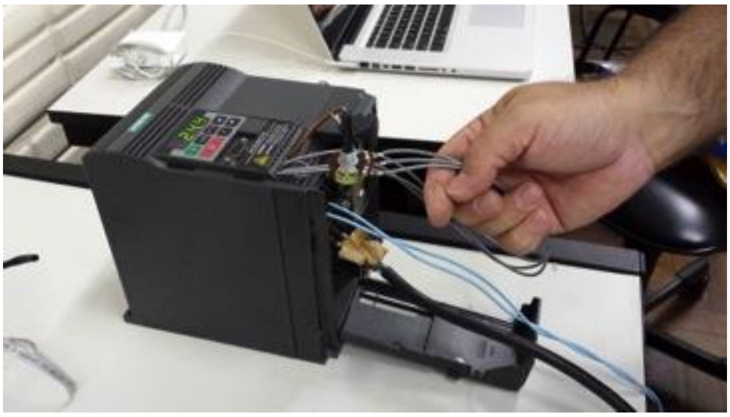
Fonte: O autor (2014).

Além do inversor fornecer frequência e potência adequada ao soprador, outros fatores foram determinantes para sua escolha nesse protótipo. Nesse equipamento foi possível determinar o *set up* das variáveis de frequência nominal do motor, rpm nominal, corrente nominal, tensão e potência nominal, tais parâmetros são importantes para que o motor funcione sem perda de torque.

Foi também possível determinar frequências mínimas e máximas. Tais parâmetro são fundamentais em testes e no controle para evitar picos de corrente que possam danificar o motor. Além disso, o equipamento proporciona uma interface homem-máquina (IHM) na qual é possível visualizar os parâmetros em tempo real de frequência de saída, velocidade, corrente, tensão de barramento, rpm e tensão de saída.

Outra característica para a escolha desse inversor foi a disponibilidade do controle através de uma entrada analógica de 0 a 10 V, sendo possível sua comunicação com o microcontrolador através de sua saída analógica. Também foram realizados testes com a instalação de um potenciômetro de 10 kΩ, o qual controla continuamente a frequência de saída, que pode ser visto na Figura 28.

Figura 28 - Controle do inversor de frequência analógico através de potenciômetro.



Fonte: O autor (2014).

3.3.3 Sensor de Pressão

Para a realimentação da malha de controle, foi fundamental a instalação de um sensor de pressão no interior da CPP. O sensor utilizado foi da marca *MKS Instruments Inc*. Modelo 223B-11080 com uma alimentação de +15 Vdc e -15 Vdc,

uma escala de 0 a 1500 milímetros de coluna de água ou 0 a 110 mmHg para um sinal analógico de saída de tensão de 0 a 1 Vdc, sendo este adequado para as pressões de trabalho do sistema, que de acordo com os cálculos que serão abordados no item “Testes de Materiais e Equipamentos” não passaram de 17,5 mmHg.

Este equipamento é um sensor de pressão diferencial, o qual mede a diferença entre as duas pressões, uma em cada conexão do sensor (Figura 29).

Figura 29 - Sensor de pressão MKS Instruments Inc. Modelo 223B-11080.



Fonte: O autor (2014).

3.3.4 Sensor de Temperatura e Umidade;

Para que a CPP funcione adequadamente, é necessário que o sistema tenha o mínimo de vazamentos. No entanto, o protótipo é adaptado a um sistema de exercícios, uma esteira ergométrica. A medida que o voluntário executa exercícios no interior da câmara, a tendência é que a temperatura e a umidade aumente pelo próprio gasto energético e suor corporal. O conforto do voluntário é um fator importante para que as pesquisas em fisiologia espacial e os respectivos dados possam ser coletados adequadamente (RUSSOMANO, 2006). Portanto foi necessário a instalação de um sensor de umidade e temperatura no interior da CPP.

A mensuração de tais parâmetros é de suma importância no monitoramento de dados fisiológicos relacionados a boa execução dos protocolos de pesquisa e conforto do voluntário. O sensor utilizado é da marca NOVUS modelo RHT-DM com haste, alimentação de 18 a 30 Vdc e saída de um sinal analógico de tensão de 0 a

10 Vdc ou de corrente de 4 a 20 mA. Dentre as três diferentes ponteiras disponíveis para medição no sensor (poliamida, polietileno e bronze), foi utilizada a mensuração pela ponteira de poliamida por ter rasgos laterais que permitem o fluxo do ambiente com o elemento sensor, tendo uma resposta mais rápida na mensuração. Sua escala é de -40 a 120°C e 0 a 100% de umidade relativa. Possui uma resolução de saída de 0,006 mA ou 0,003 V na *OUT1* e 0,022 mA ou 0,015 V na *OUT2*. O sensor pode ser conferido na Figura 30.

Figura 30 - Sensor de umidade e temperatura NOVUS modelo RHT-DM.

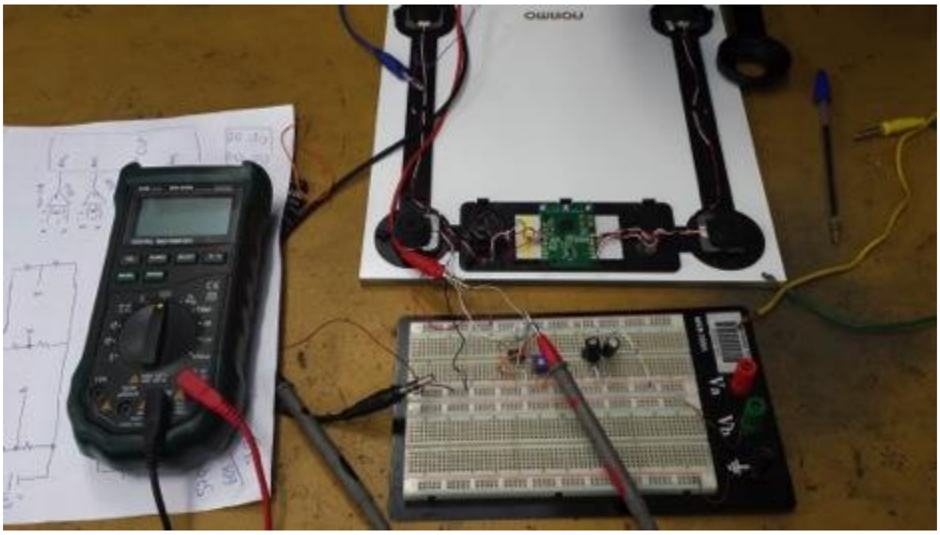


Fonte: O autor (2014).

3.3.5 Células de Carga;

A informação do peso aparente do voluntário no interior da CPP é medida a partir de quatro células de carga localizadas embaixo do equipamento de exercícios físicos. O usuário irá determinar o valor do peso aparente desejado ao voluntário, e este será calculado pelo microcontrolador para definir o valor da variável de referência do controle da pressão. As células de carga utilizada foram adaptadas de uma balança da marca OMRON modelo HN-289 (Figura 31).

Figura 31 - Balança da marca OMRON modelo HN-289.



Fonte: O autor (2014).

As células de carga foram retiradas da balança e instrumentadas, item abordado em “Desenvolvimento de Materiais e Equipamentos”, o qual demonstra o processo de instrumentação do ganho, Ponte de Wheatstone, aquisição do sinal e desenvolvimento do circuito elétrico impresso. Possuem uma escala / capacidade de 5 a 150 kg, temperatura de operação de 5 a 35 °C, umidade relativa de 30 a 85% e pressão de trabalho de 525 a 795 mmHg, portanto sendo adequada seu uso no interior da CPP a qual não passará de 777 mmHg, somando a pressão atmosférica (OMRON, 2013).

3.3.6 Microcontrolador

No diagrama de blocos deste projeto, o microcontrolador realiza a configuração automática do sistema, define o bloco de controle, o qual recebe o *set point* inserido pelo usuário, recebe o sinal de erro através dos sensores e realiza os cálculos para enviar um sinal de controle ao atuador do sistema. O microcontrolador utilizado foi o MSP430F2619 (Figura 32).

Figura 32 - Microcontrolador MSP430F2619 da Texas Instruments.



Fonte: TEXAS... (2014).

Esse é um microcontrolador de 16 bits da Texas Instruments com uma arquitetura de barramento clássica Von Neumann, a qual permite um espaço único de endereçamento e memória (Figura 33), com arquitetura RISC na qual é constituída por um pequeno conjunto de instruções simples que são executadas diretamente pelo hardware. Outro aspecto da arquitetura do MSP430 é que esse dispositivo possui um baixo consumo de energia, na ordem de 0,1 μA para retenção de dados na RAM, 0,8 μA para funcionamento no modo de relógio de tempo real e cerca de 250 μA/MIPS em modo normal. Possui uma baixa tensão de operação, de 1,8 a 3,6 V, uma alta performance, disponibilidade de qualquer modo de endereçamento para qualquer instrução a partir de um conjunto de instruções ortogonais. Possui também um número reduzido de instruções, composto por 27 instruções físicas e mais 24 instruções emuladas (PEREIRA, 2005).

Figura 33 - arquitetura de Von Neumann.

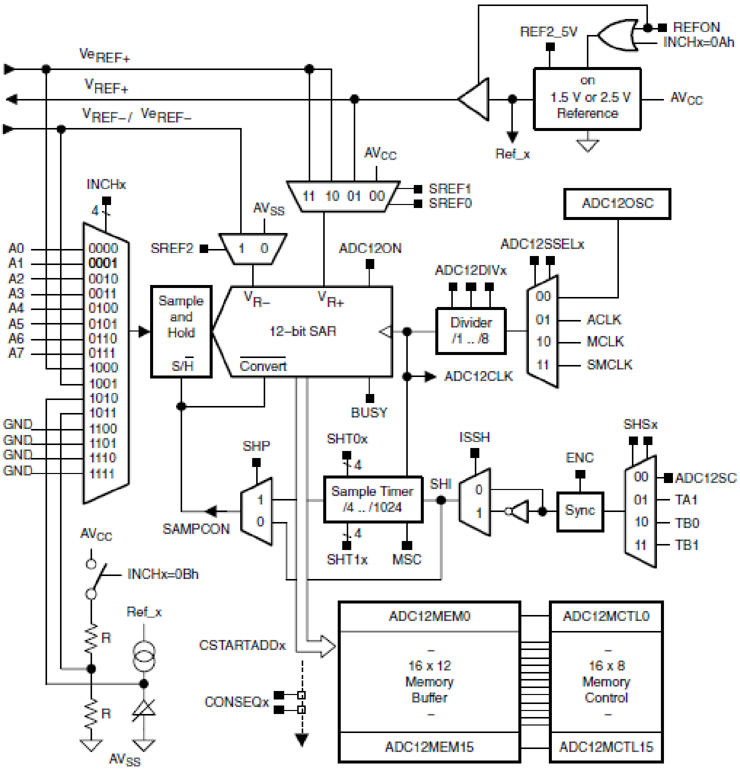


Fonte: KOWALTOWSKI (1996).

O dispositivo conta com um grande número de periféricos internos, com ênfase especial para conversores A/D de 12 bits (neste modelo), os quais são utilizados nesse trabalho para realizar a leitura dos sensores de pressão, células de carga, sensor de temperatura e sensor de umidade. Sua arquitetura pode ser vista

na Figura 34. Também possui conversores D/A, para o envio de sinal analógico ao inversor de frequência, sendo sua programação feita em linguagem C.

Figura 34 - Arquitetura conversor A/D do microcontrolador MSP430.



Fonte: TEXAS... (2014).

Outros periféricos disponíveis são: um comparador analógico, amplificador operacional programável, timers com diversos modos de funcionamento (incluindo PWM), controlador DMA, LCD, interface serial síncrona e assíncrona, multiplicador por hardware executando operações de multiplicação e acúmulo (PEREIRA, 2005). Para a utilização do microcontrolador foi necessária uma placa de desenvolvimento do MSP430F2619 utilizada no Laboratório de Eletrônica de Potência da PUCRS. Tal circuito pode ser visualizado na Figura 35.

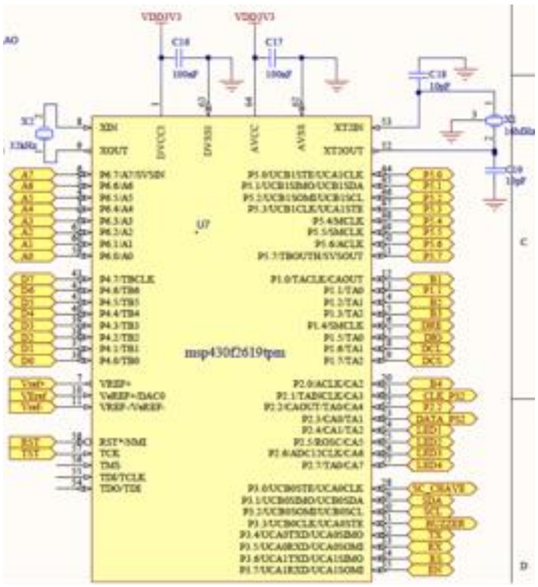
Figura 35 - Placa de desenvolvimento do MSP430F2619 Laboratório de Eletrônica de Potência PUCRS.



Fonte: O autor (2014).

Nessa placa existem interfaces diversas, como por exemplo um regulador de tensão de 3,3 V, um *boost* para alimentação de 7 V do display, o gravador do dispositivo, circuito de entrada para teclado PS2, I/Os, circuito de expansão I2C, um circuito para alimentação, circuito sensor de temperatura, display Nokia N6100, relógio de tempo real, entradas e saídas analógicas, entrada para *smart card* entre outras funcionalidades. O diagrama esquemático do processador pode ser visto na Figura 36.

Figura 36 - Diagrama esquemático do MSP430F2619.

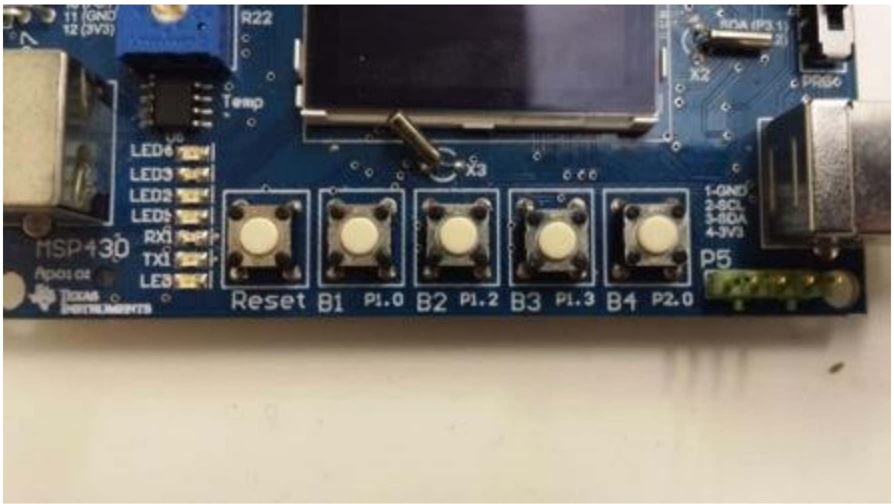


Fonte: MSP430F2619 Laboratório de Eletrônica de Potência PUCRS.

3.3.7 Interface com o Usuário

Para realizar o *set up* do equipamento, é necessário uma interface com o usuário através no microcontrolador. Essa interface é realizada na placa de desenvolvimento do MSP430F2619 por meio de 4 *push-button* nas entradas de I/O P1 e P2 e mais um *push-button* para o *reset*. A interface com o usuário pode ser conferida Figura 37.

Figura 37 - Interface com o usuário pelo Microcontrolador.



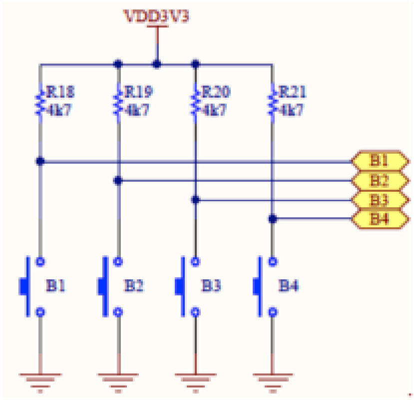
Fonte: O autor (2014).

- *Push-button* B1: quando a câmara estiver vazia, serve para iniciar a configuração do sistema. O microcontrolador envia através do conversor D/A um sinal por uma rampa de subida ao inversor de frequência de até 60 Hz, onde o mesmo aumenta a rotação do soprador. Isso faz com que a pressão no interior da CPP seja aumentada. O microcontrolador realiza a leitura das células de carga, as quais medem o peso aparente do voluntário, juntamente com o sinal do sensor de pressão. O microcontrolador correlaciona o peso aparente do voluntário com o sinal de pressão, de acordo com o peso que o mesmo teria se estivesse em Marte ou Lua, gravando tais valores na sua configuração. Um vez configurado, o sistema alivia a pressão, porém mantém a câmara inflada em uma frequência de aproximadamente 21 Hz, aguardando o comando do operador para simulação de hipogravidade na Lua ou em Marte.

- *Push-button* B2: serve para deixar em torno de 21 Hz a frequência no inversor, aliviando a pressão do interior da câmara principal, porém mantendo a mesma inflada.
- *Push-button* B3: o microcontrolador define a pressão necessária para que o voluntário tenha o peso aparente como se estivesse na Lua, simulando a hipogravidade lunar.
- *Push-button* B4: o microcontrolador define a pressão necessária para que o voluntário tenha o peso aparente como se estivesse em Marte, simulando a hipogravidade marciana.
- *Push-button Reset*: reinicializa o sistema do sistema.

O esquemático do teclado pode ser visualizado na Figura 38.

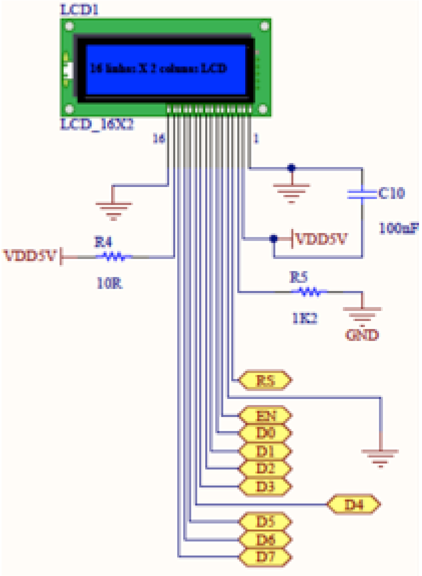
Figura 38 - Esquemático do teclado placa de desenvolvimento do MSP430F2619.



Fonte: MSP430F2619 Laboratório de Eletrônica de Potência PUCRS.

As diversas informações como valores de pressão, temperatura, umidade, célula de carga podem ser visualizadas no display LCD 16x2, conforme Figura 39.

Figura 39 - Esquemático do display placa de desenvolvimento do MSP430F2619.



Fonte: MSP430F2619 Laboratório de Eletrônica de Potência PUCRS.

3.3.8 Esteira Ergométrica

Para a simulação da marcha em ambiente de hipogravidade, foi necessária a adaptação de uma esteira ergométrica no interior da CPP. A CPP foi construída para abrigar a maioria das esteiras ergométricas existentes no mercado, item no qual será abordado mais adiante em relação da concepção do equipamento. No entanto, para a realização dos testes, foi adaptada uma esteira da marca Athletic modelo 01127 Ath Advanced 2 110 GR, motor de 1471 W, capacidade de indivíduos de até 130 kg, velocidade de até 16 km/h e sistema de segurança (Figura 40).

Figura 40 - Esteira ergométrica Athletic Advanced 2 110 GR.



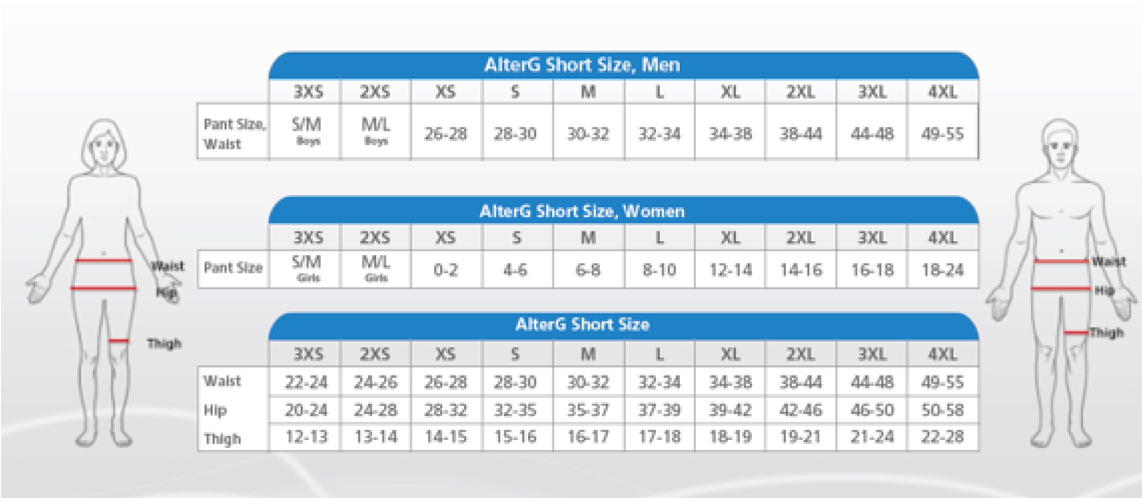
Fonte: O autor (2014).

3.3.9 *Short* Neoprene

Neoprene ou Neopreno é um material fabricado a partir de uma borracha sintética do composto orgânico Cloropreno (CH_2=CCl-CH=CH_2) (CELINA, 2000).

Para que o voluntário seja inserido na CPP com apenas seus membros inferiores no interior desta, de forma que fique vedada a saída de ar, é necessário um *Short* feito de Neoprene, o qual é confortável e praticamente impermeável. O *short* é vestido pelo voluntário de forma que fique bem seguro. O mesmo possui uma saía com um zíper a sua volta, o qual é perfeitamente conectado a membrana também de Neoprene localizada na parte superior da CPP. Além disso possui uma aba inferior que ajuda na vedação do zíper, a medida que a pressão positiva exerce uma força sobre esta. Tal membrana é abordada posteriormente. O *short* de Neoprene é da marca AlterG e possuí diversos tamanhos (Figura 41 e Figura 42).

Figura 41 - Tamanhos comerciais *short* AlterG.



AlterG Short Size, Men	3XS	2XS	XS	S	M	L	XL	2XL	3XL	4XL
Pant Size, Waist	S/M Boys	M/L Boys	26-28	28-30	30-32	32-34	34-38	38-44	44-48	49-55

AlterG Short Size, Women	3XS	2XS	XS	S	M	L	XL	2XL	3XL	4XL
Pant Size	S/M Girls	M/L Girls	0-2	4-6	6-8	8-10	12-14	14-16	16-18	18-24

AlterG Short Size	3XS	2XS	XS	S	M	L	XL	2XL	3XL	4XL
Waist	22-24	24-26	26-28	28-30	30-32	32-34	34-38	38-44	44-48	49-55
Hip	20-24	24-28	28-32	32-35	35-37	37-39	39-42	42-46	46-50	50-58
Thigh	12-13	13-14	14-15	15-16	16-17	17-18	18-19	19-21	21-24	22-28

Fonte: ALTERG (2013).

Figura 42 - *Short* de Neoprene AlterG, A: short vestido em voluntário; B: demonstração short.



Fonte: O autor (2014).

3.4 DESENVOLVIMENTO DE MATERIAIS E EQUIPAMENTOS

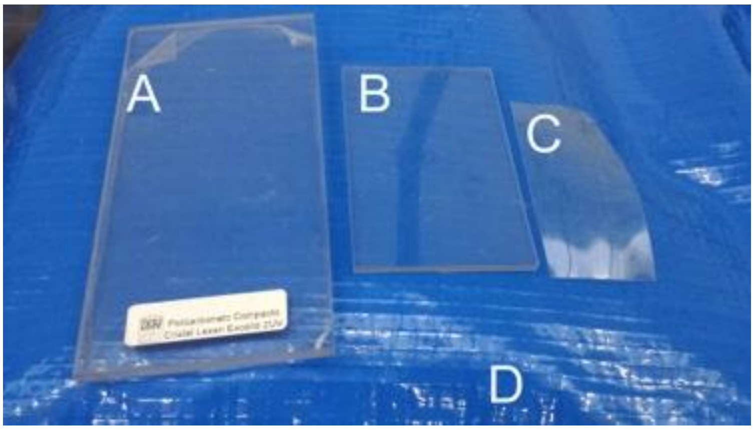
Para a construção da CPP os principais materiais e equipamentos desenvolvidos para sua viabilização foram:

- Câmara principal;
- Estrutura metálica;
- Instrumentação das células de carga;
- Instrumentação do sensor de pressão;
- Instrumentação do sensor de temperatura e umidade;
- Instrumentação do soprador de ar;
- Instrumentação do inversor de frequência;
- Fontes de alimentação;
- Interface de instrumentos;
- Circuito de emergência;
- Sistema de controle;
- Software de aquisição de dados.

3.4.1 Câmara Principal

Muitos materiais foram analisados para definir qual seria o mais adequado na construção da câmara principal, desde materiais rígidos e opacos, até flexíveis e transparentes. Foram analisados o policarbonato cristal Lexan, PVC transparente e lona de PVC com tramas internas. As amostras desses materiais foram analisadas e um exemplo de alguns materiais analisados podem ser vistos na Figura 43.

Figura 43 - Amostras de materiais para construção da câmara principal A: Policabornato cristal Lexan Excell d 6 mm espessura; B: Policabornato cristal Lexan Excell d 3 mm espessura; C: PVC transparente 0,6 mm espessura; D: Lona de PVC opaca kp1000 com tramas internas e espessura 0,6 mm.



Fonte: O autor (2014).

Após muitas análises e discussões o material definido que a estrutura da câmara principal seria de material flexível, um misto de PVC transparente com espessura de 0,6 mm e lona de PVC opaca kp1000 com tramas internas, tendo esse último uma resistência muito maior que o primeiro (APÊNDICE E). Primeiramente, foi necessário a idealização do desenho da câmara através de software CAD (Desenho Assistido por Computador) SolidWorks. Com o uso do software, foi possível a visualização do sistema de forma que o mesmo ficasse adequado aos requisitos de dimensões. Para a definição das dimensões da câmara foram levadas em consideração os seguintes requisitos:

- Dimensões de astronautas e pacientes;
- Dimensões de esteiras ergométricas.

3.4.1.1 Dimensões de astronautas e pacientes

De acordo com os requisitos da Agência Espacial Americana – NASA (*National Aeronautics and Space Administration*) os candidatos a astronautas devem ter além de uma formação bem sucedida em uma universidade para estudos em engenharia, ciências biológicas, ciência física, ou matemática, os requisitos adicionais incluem a capacidade física às viagens espaciais de longa duração e também altura entre 1,57 a 1,91 m (NASA, 2011; STEIMLE, 2013). Ainda de acordo com TAKACS (2013) estudos feitos com pacientes (com sobrepeso e osteoartrite de joelho) utilizando uma LBPP, indicou uma população investigada com altura média de 1,67 m. A CPP pode comportar pessoas que possuam uma distância entre cintura e pés de 80 cm a 1,30 m, abrangendo a altura requerida para candidatos a astronautas na NASA e pacientes em reabilitação.

3.4.1.2 Dimensões de esteiras ergométricas

Foi considerado que a CPP deveria comportar um sistema de exercícios físicos no seu interior, portanto, outra dimensão levada em consideração para a construção da câmara principal foi as dimensões das esteiras ergométricas existentes no mercado. Para isso, foi definido quais seriam as características de uma esteira ergométrica para utilização nos protocolos de pesquisa em fisiologia espacial. As características necessárias levando em consideração uma estimativa de custos, frequência de utilização, manutenção, durabilidade e versatilidade foram: motor com potência de 1471 W ou superior; velocidade máxima de 16 km/h ou mais; capacidade de carga de 120 kg ou mais e; pertencente a “linha profissional”. Foi realizada uma pesquisa de mercado para verificar quais esteiras atendem tais características, de acordo com o Quadro 1.

Quadro 1 - Pesquisa de mercado de esteiras ergométricas

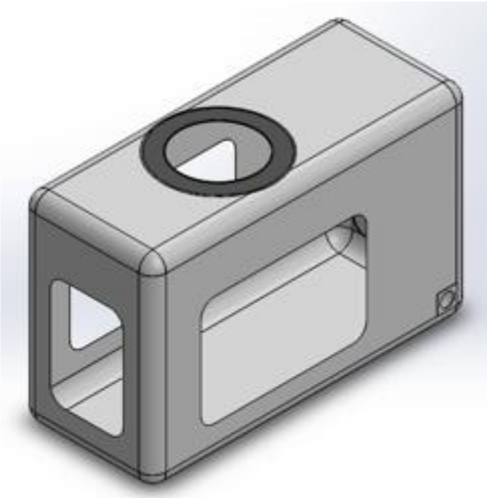
Marca	Modelo	Potência	Altura	Largura	Comprimento	Área Corrida	Capacidade	Velocidade Máxima
Movement	LX160 G2	1471 W	142 cm	79 cm	180 cm	134 cm x 42 cm	150 kg	18 km/h
World Fitness	W6	1471 W	135 cm	75 cm	173 cm	132 cm x 49 cm	150 kg	16 km/h
Embreex	569	1471 W	140 cm	91 cm	183 cm	142 cm x 54 cm	150 kg	18 km/h
Kikos	KS2402	1471 W	133 cm	65 cm	170 cm	135 cm x 46 cm	125 kg	18 km/h
Imbrasport	Master CI	1471 W	110 cm	75 cm	186 cm	133 cm x 50 cm	200 kg	16 km/h
Johnson Health	GS 500	1471 W	134 cm	89 cm	187 cm	150 cm x 50 cm	150 kg	18 km/h
Athletic	Advanced 2	1471 W	135 cm	60 cm	150 cm	115 cm x 38 cm	130 kg	16 km/h

Fonte: O autor (2014).

3.4.1.3 Desenho assistido por computador – primeira versão da câmara principal

Primeiramente, foi idealizada o desenho da câmara principal levando em consideração as dimensões em relação à abrangência de todas as esteiras ergométricas pesquisadas e a inserção do voluntário na mesma. O voluntário fica posicionado de forma que sua cintura fique na mesma altura da parte superior da câmara, fixando assim o *short* de Neoprene na mesma. O desenho foi realizado em software de Desenho Assistido por Computador (Figura 44).

Figura 44 - Primeira versão da câmara principal, vista isométrica.



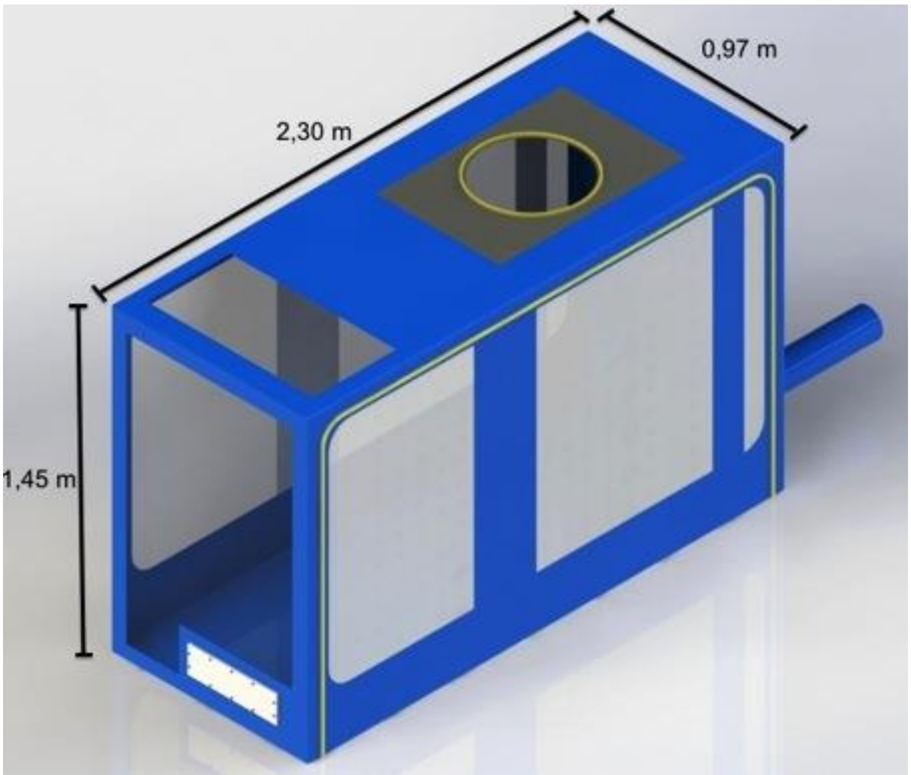
Fonte: O autor (2014).

O desenho da primeira versão já levou em consideração a utilização de PVC transparente e PVC opaco. Possui uma abertura com um zíper na parte frontal para que a esteira ergométrica possa ser colocada ou retirada. Na parte lateral, há uma pequena área, a qual seria uma parte com lona mais reforçada, onde seria furada para passagem de cabos diversos e circuito de emergência. A entrada de ar do soprador encontra-se também na lateral. Nessa primeira versão também foi desenhada a estrutura em aço, a qual é abordada posteriormente.

3.4.1.4 Desenho assistido por computador – versão final da câmara principal

Na versão final da câmara principal, foram realizadas algumas modificações em relação a primeira, para melhor otimização e segurança. A primeira modificação foi em relação ao zíper, o qual passou a ser parte maior, lateral, dando assim maior acessibilidade ao interior da câmara principal para retirar ou colocar a esteira ergométrica. Outra modificação foi a colocação de uma interface rígida para a passagem de fios dos instrumentos e alimentação da esteira, em substituição a lona, e esta ficando na parte frontal. O visor posterior foi transferido para a parte frontal, e os visores laterais foram aumentados para cobrir toda a lateral, dando maior visibilidade para o interior da câmara principal. Foi também adicionado um visor superior para o aumento da visibilidade interna. Tal visibilidade é importante para o caso de instalação de câmeras em protocolos de pesquisa, como por exemplo, a simulação computacional da marcha em três dimensões. Na parte posterior foi colocada a entrada de ar do soprador, a qual garante um fluxo de ar constante para o voluntário diretamente nos membros inferiores, evitando assim o seu desconforto por alta temperatura e/ou umidade. Pilares de lona de PVC opaca foram incluídos nas laterais para evitar a alta deformação do material de PVC transparente e ao mesmo tempo protegê-lo do contato direto da estrutura metálica, a qual é abordada a seguir. A membrana de Neoprene passou a ter forma retangular para ter maior área de deformação, a qual é inversamente proporcional a pressão necessária para diminuição do peso aparente do voluntário. A versão final da câmara principal pode ser conferida Figura 45. Suas dimensões podem ser visualizadas no APÊNDICE A.

Figura 45 - Desenho assistido por computador – versão final da câmara principal.



Fonte: O autor (2014).

3.4.1.5 Confecção da câmara principal

A câmara principal foi confeccionada na empresa TECNOCOSTURAS, a partir dos desenhos computacionais, onde foram adquiridos os materiais de PVC transparente com espessura de 0,6 mm nos visores laterais, posterior e superior, e lona de PVC opaca kp1000 com espessura de 0,6 mm com tramas internas nas demais áreas, costura do zíper, e também piso reforçado com lona dupla de PVC opaca num total de 2 mm de espessura. Os materiais foram costurados e soldados em solda de alta frequência. Pode ser visualizado na Figura 46.

Figura 46 - Câmara principal.



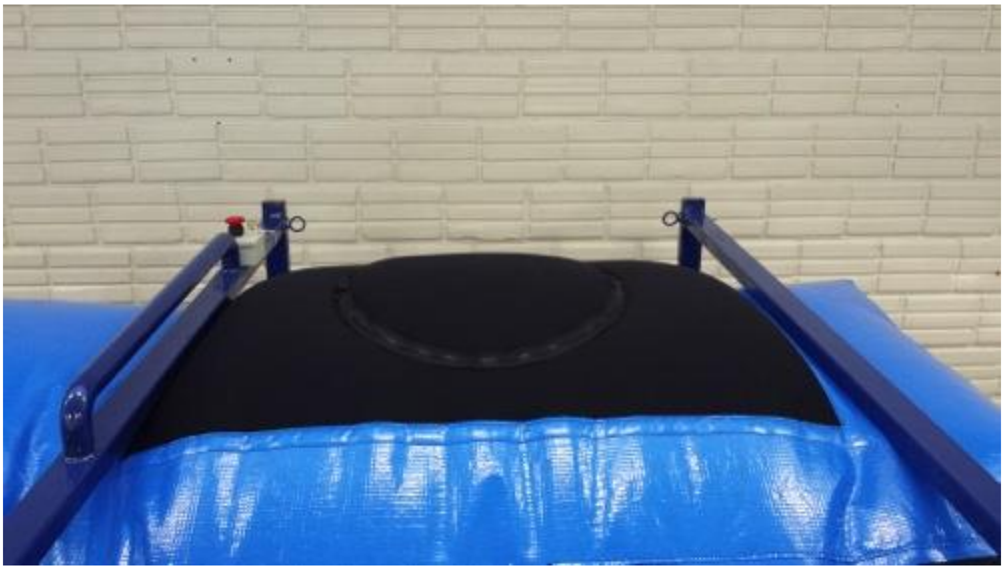
Fonte: O autor (2014).

3.4.1.6 Membrana de Neoprene

Na câmara principal, o mecanismo para diminuir o peso aparente do voluntário é através da deformação de uma membrana de Neoprene. Essa membrana está localizada na parte superior da câmara, onde o voluntário fica posicionado a partir de sua cintura por meio de uma *short* também de Neoprene preso a um zíper. Quando o soprador eleva a pressão no interior da câmara, ocorre um “efeito pistão”, deformando esta membrana de Neoprene, onde a diferença pressórica realiza um empuxo axial para cima, proporcional ao diferencial de pressão multiplicado pela área da membrana elástica, diminuindo o peso aparente do voluntário. Importante destacar que também foi construída uma tampa para o local do *short* de Neoprene para a realização de testes, deixando a câmara fechada. Possui dimensões de 0,6 m de largura, 0,9 m de comprimento e 6 mm de espessura com um círculo vazado ao centro de diâmetro 0,45 m para encaixe do *short* de

Neoprene, tendo uma área total de 0,381 m^2. A membrana pode ser conferida na Figura 47.

Figura 47 - Membrana de Neoprene fechada.



Fonte: O autor (2014)

3.4.2 Estrutura Metálica

A câmara principal, quando inflada, mantém a forma desejada (vista nos desenhos computacionais), sem a necessidade de uma estrutura rígida, pois a pressão positiva interna realiza o esforço para tal. No entanto, um desafio foi a sua construção para abranger um diverso número de esteiras ergométricas, de forma flexível, sem que as mesmas sofram qualquer alteração.

Da mesma forma, outro desafio da CPP é a regulagem de altura, para que voluntários de diferentes alturas sintam-se confortáveis regulando a membrana de Neoprene na altura de sua respectiva cintura. Tais desafios levaram a necessidade da construção de uma estrutura metálica externa, a qual fosse do tamanho da câmara principal e ao mesmo tempo regulasse a altura.

3.4.2.1 Desenho assistido por computador - primeira versão da estrutura metálica

Na primeira versão da estrutura metálica, foi pensada para um ajuste de altura através de duas barras de apoio no piso, duas barras de apoio laterais e um anel metálico ligado a elas. O anel teria seis apoios, cada lado com três, onde dois apoios na sua tangente e um perpendicular ligados a uma peça, tal peça seria ligada a uma mola e esta a outra para que seja possível a conexão com as barras laterais. Tal idealização era necessária para que possíveis erros de medidas no processo de fabricação pudessem ser ajustados corretamente. A versão inicial pode ser conferida Figura 48.

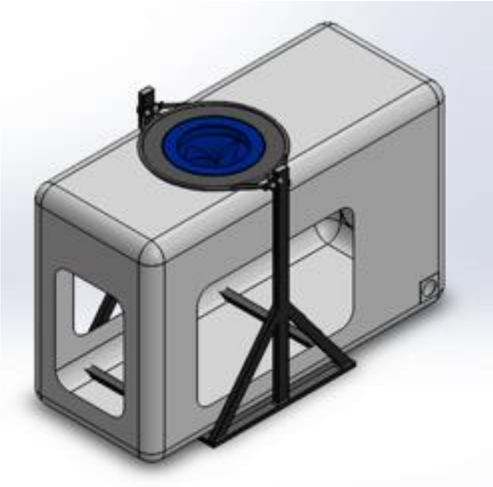
Figura 48 - Desenho assistido por computador - primeira versão da estrutura metálica.



Fonte: O autor (2014).

Com a câmara principal da primeira versão, o resultado da CPP em sua primeira idealização seria conforme Figura 49.

Figura 49 - CPP em sua primeira versão.



Fonte: O autor (2014).

3.4.2.2 Desenho assistido por computador - segunda versão da estrutura metálica

Na segunda versão da estrutura metálica, foram realizadas modificações de forma a se adequar a versão final da câmara principal e deixar o voluntário mais seguro e confortável. Uma modificação foi a colocação de 4 barras laterais para o suporte de duas barras transversais, uma na frente e outra atrás, adequando-se a área retangular da membrana de Neoprene. Nessa estrutura também foi possível a fixação de um suporte para as mãos, deixando o usuário mais seguro na execução da marcha. As estrutura é apoiada sobre três barras inferiores.

Nas barras transversais, foram soldadas placas perfuradas para que as mesmas fizessem um encaixe perfeito na barras laterais. As mesmas foram perfuradas em furos de diâmetro 12 mm, tendo um total de 10 ajustes de altura diferentes, distante em 60 mm entre si. Seu desenho computacional pode ser conferido na Figura 50.

Figura 50 - Desenho assistido por computador - segunda versão da estrutura metálica.

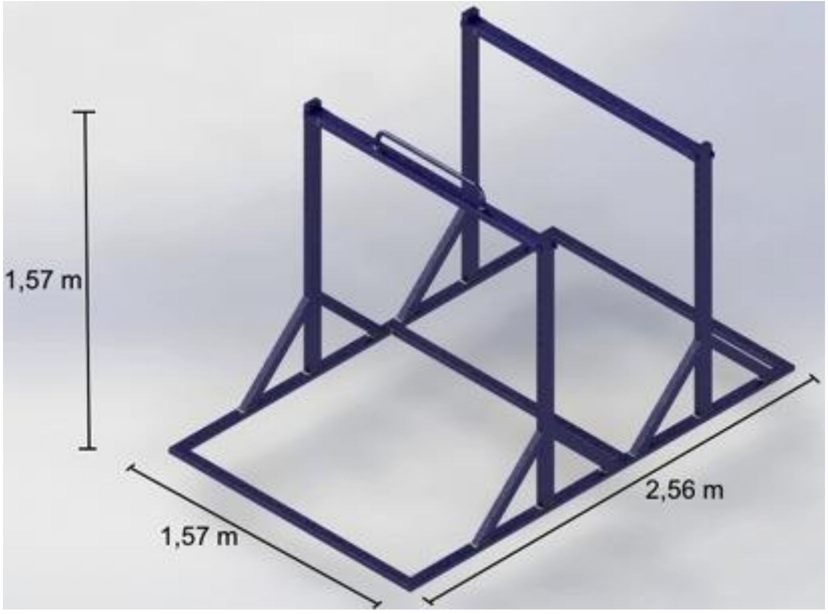


Fonte: O autor (2014).

3.4.2.3 <u>Desenho assistido por computador - Versão final da estrutura metálica</u>

Para desenvolvimento da versão final da estrutura metálica, foi realizada uma modificação importante, o aumento de sua largura da estrutura, uma vez que foi constatado que a câmara principal por ser de um material flexível acaba dilatando lateralmente, fazendo com que a mesma sofresse deformação nas laterais de tamanho justo. A estrutura foi aumentada em 0,5 m. Tal aumento acabou gerando a necessidade de outra modificação, seu corte e consequentemente a confecção de encaixes, pois a mesma por ser muito grande não era possível seu acesso a portas e escadas, seu desenho pode ser visto na Figura 51. O desenho técnico da estrutura pode ser visto no APÊNDICE B das barras de suporte no APÊNDICE C.

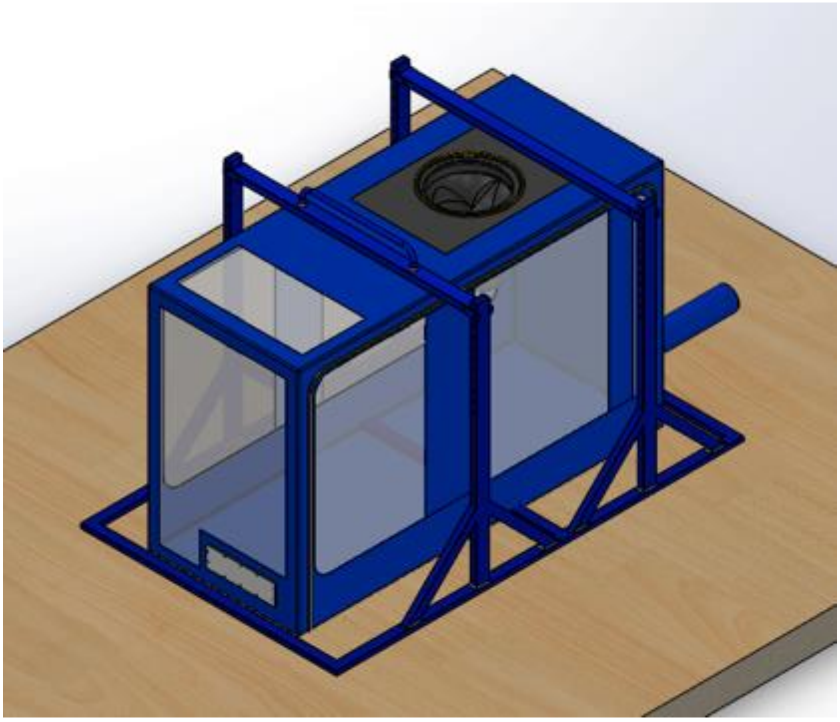
Figura 51 - Desenho assistido por computador - versão final da estrutura metálica.



Fonte: O autor (2014).

Com a câmara da versão final, o resultado da CPP para membros inferiores em sua idealização final seria conforme Figura 52.

Figura 52 - CPP com estrutura metálica em sua versão final.



Fonte: O autor (2014).

3.4.2.4 Confecção da estrutura metálica

O material escolhido foi um tubo de aço de seção retangular do tipo metalon dimensões de 50 mm x 30 mm x 1,5 mm. O aço SAE 1020 (aço comum com 0,2 % de carbono) é um material muito utilizado nas indústrias, suas principais propriedades mecânicas, são resistência de escoamento a tração de 207 MPa, resistência máxima em tração de 379 MPa e dureza Brinell de 95 –HB.

Esse material tem baixo custo, boa resistência mecânica e boa resistência a oxidação. A instalação do metal é normalmente através da fixação no piso, onde tal fixação acaba dando ao metalon uma enorme resistência em comparação aos outros metais (NORTON, 2004).

As barras metálicas foram cortadas em serra circular e soldadas em eletrodo revestido 6013 na Divisão de Obras da PUCRS. Conforme a Figura 53, pode ser conferida a segunda versão da estrutura metálica em sua montagem, uma vez que a primeira versão foi apenas em projeto computacional, não sendo a mesma confeccionada.

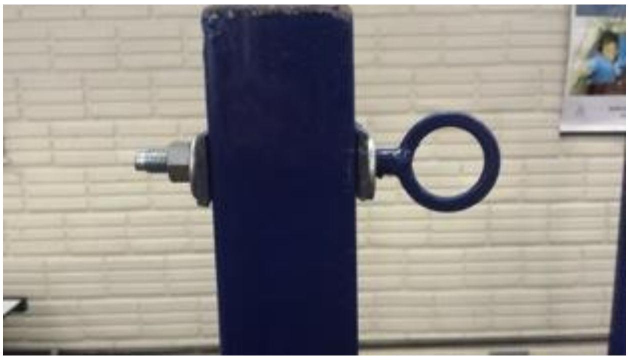
Figura 53 - Estrutura metálica, segunda versão em processo de confecção.



Fonte: O autor (2014).

Para o suporte das barras transversais, foram feitos pinos para confortável ajuste de altura da cintura do voluntário conforme Figura 54.

Figura 54 - Pinos para ajuste de altura.



Fonte: O autor (2014).

Todo o material foi pintado e as aberturas dos tubos foram fechadas e soldadas. Na Figura 55, é possível ver o encaixe feito para que a estrutura seja desmontável, já em sua versão final.

Figura 55 - Encaixe estrutura metálica versão final.



Fonte: O autor (2014).

Na Figura 56, verifica-se a versão montada da estrutura metálica, com a barra de apoio para o voluntário montada no Centro de Microgravidade.

Figura 56 - Estrutura metálica na versão final.



Fonte: O autor (2014).

3.4.3 Instrumentação das Células de Carga

Como abordado no item “Identificação e Adaptação de Equipamentos”, foram utilizadas quatro células de carga de uma balança comercial para uso doméstico da marca OMRON modelo HN-289. Para o seu suporte, foram confeccionadas placas de metal na Divisão de Obras da PUCRS conforme Figura 57.

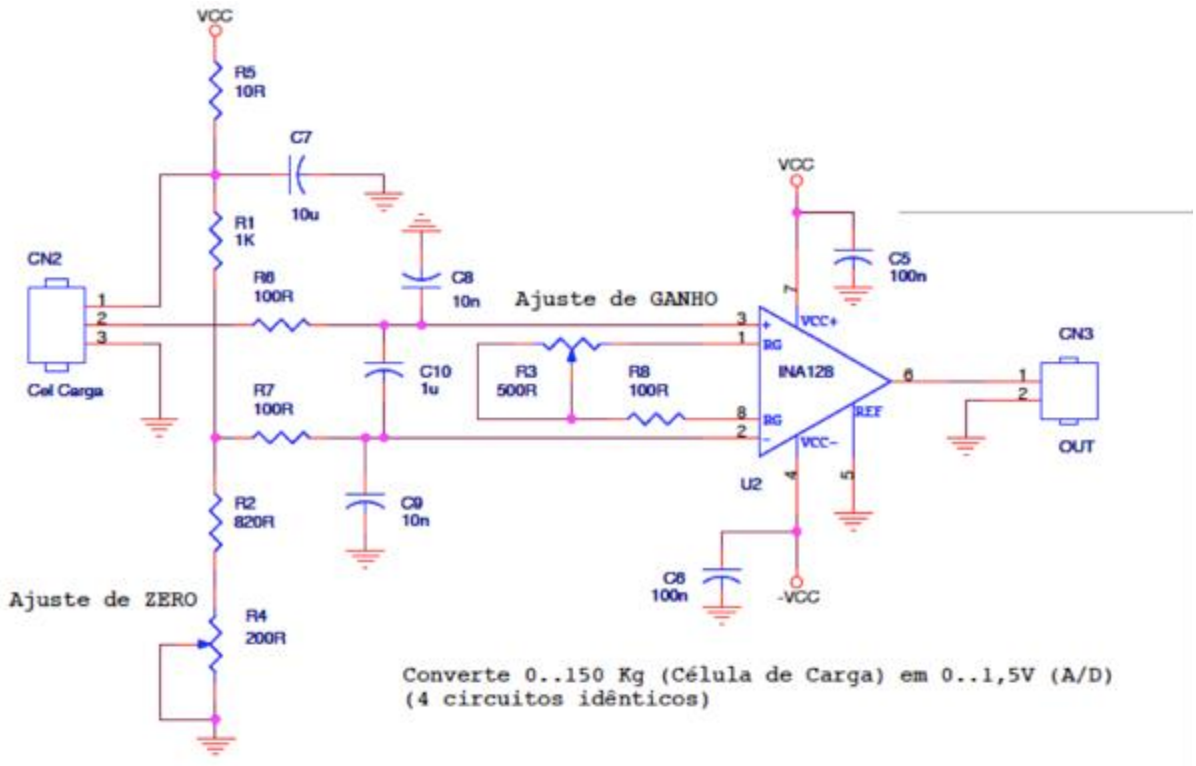
Figura 57 - Confecção placas de metal para apoio das células de carga na Divisão de Obras da PUCRS.



Fonte: O autor (2014).

Tais células de carga possuem apenas dois *strain gauges* (extensômetros) em configuração de “meia ponte”. Para medição da carga, é necessário completar o circuito com a utilização de dois resistores de modo a obter um circuito do tipo Ponte completa de *Wheatstone*. Com a aplicação da carga, os *strain gauges* variam sua resistência e por consequência a saída da ponte tem uma variação de tensão proporcional a carga aplicada (BALBINOT, 2006). Um amplificador se faz necessário pois o sinal de saída a plena carga, é de apenas 6 mV, ganho de 250 vezes. Para isso, foi desenvolvido o circuito de um amplificador de instrumentação cujo esquema elétrico é mostrado na Figura 58. A resolução do sistema é de 0,0366 kg por passo do conversor A/D.

Figura 58 - Esquema elétrico de instrumentação das células de carga.

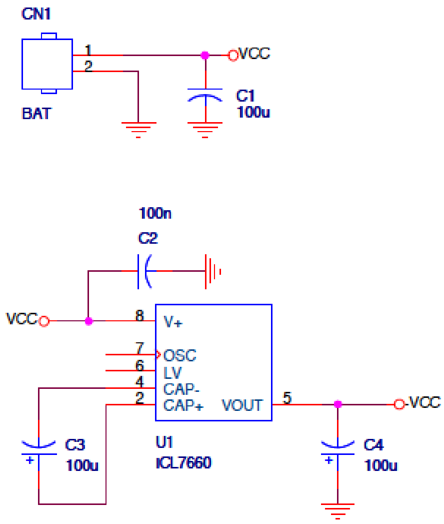


Fonte: O autor (2014).

O amplificador de instrumentação INA128 compatibiliza os níveis de tensão obtidos na saída da Ponte de *Wheastone* com o sinal necessário na entrada do canal analógico do conversor A/D, cuja faixa dinâmica varia entre 0 e 1,5 V. Nesse circuito foi incluído um conversor ICL7660 CC-CC a capacitor chaveado, que converte o sinal de corrente contínua de 3,3 V para que possa gerar um sinal

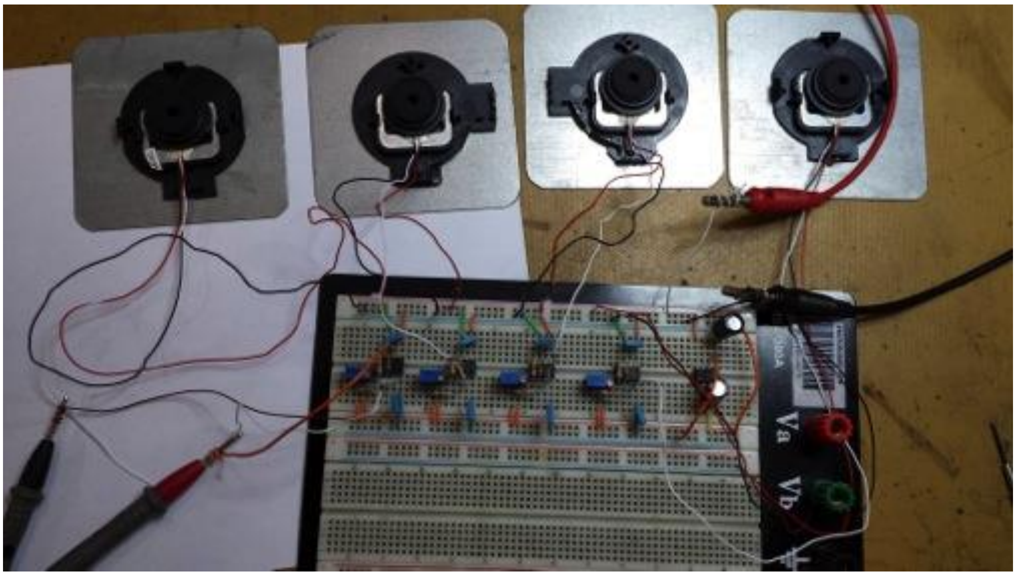
negativo de 3,3 V, pois os amplificadores do circuito necessitam fonte de alimentação simétrica, onde seu diagrama pode ser visto na Figura 59. Também foram incluídos capacitores eletrolíticos e cerâmicos para filtragem do sinal. Após isso foi montado o circuito em uma *protoboard*, para testes de calibração conforme Figura 60.

Figura 59 - Diagrama elétrico célula de carga, conversor CC-CC.



Fonte: O autor (2014).

Figura 60 - Quatro células de carga balança da marca OMRON modelo HN-289 instrumentadas em *protoboard*.



Fonte: O autor (2014).

Após o circuito montado, foram realizados testes de calibração de cada uma das células individualmente, equilibrando a Ponte de *Wheatstone*. Na Figura 61 é possível ver o ajuste do potenciômetro para o equilíbrio das células de carga, medida por um multímetro da marca FLUKE modelo 117 medindo tensão em mV.

Figura 61 - Testes de calibração células de carga em protoboard, sem carga.



Fonte: O autor (2014)

Foi realizado um ajuste do ganho de saída onde foram adicionadas cargas conhecidas para a calibração de cada célula de carga, de modo a possibilitar sua aferição. As massas das cargas foram medidas em uma balança marca OMRON HBF510LA (GURGEL, 2005). A Figura 62 mostra uma carga 6,2 kg, em que a saída do sinal se dá em mV medida pelo multímetro com o valor de 62 mV, ou seja 100 g / mV.

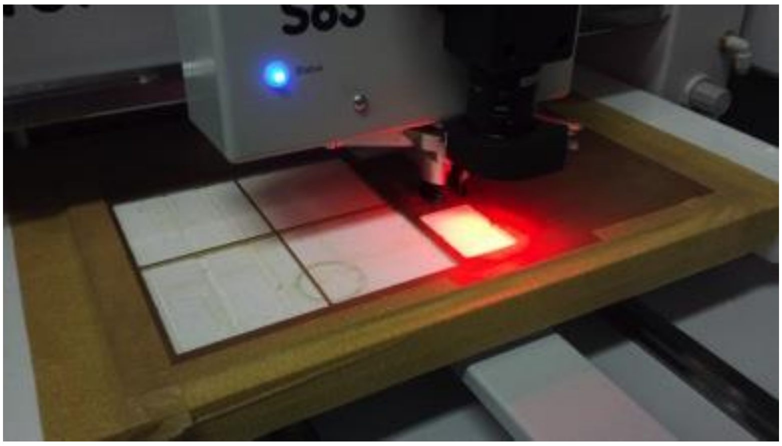
Figura 62 - Ajuste do ganho células de carga em protoboard, com carga conhecida.



Fonte: O autor (2014).

Com o sucesso do funcionamento do circuito na *protoboard*, o mesmo foi confeccionado em uma placa de circuito impresso, sendo a mesma com maior durabilidade e com mais baixa interferência em relação a ruídos. A placa de circuito impresso foi desenhada em *software* de desenho assistido por computador, ORCAD e usinada em uma prototipadora CNC para circuito impresso modelo LPKF ProtoMat S103 do Laboratório de Ensino e Pesquisa da PUCRS conforme Figura 63.

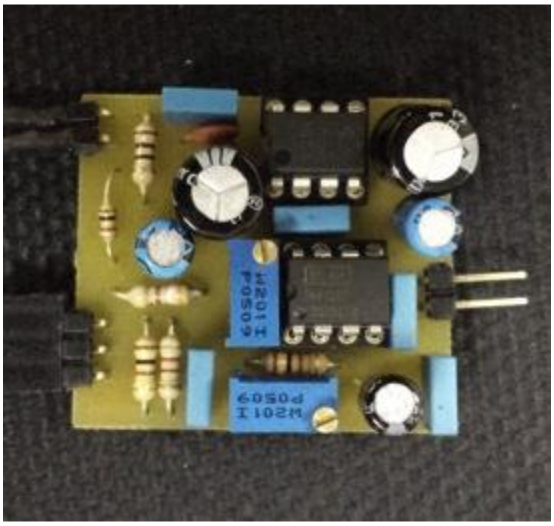
Figura 63 - Placa sendo usinada em prototipadora CNC para circuito impresso.



Fonte: O autor (2014).

Na Figura 64, é possível conferir a placa de circuito impresso já montada.

Figura 64 - Placa de circuito impresso montado de instrumentação de uma célula de carga



Fonte: O autor (2014).

Na Figura 65 observam-se as quatro células de carga e suas respectivas placas de circuito impresso.

Figura 65 - Quatro células de carga com respectivas placas de instrumentação em circuito impresso.



Fonte: O autor (2014).

Na Figura 66, vê-se o seu posicionamento dentro da CPP para colocação posterior da esteira ergométrica, onde foram realizadas medidas para adaptação e correto posicionamento em relação especificamente à esteira utilizada no protótipo. No APÊNDICE F é possível visualizar as medidas de sua localização.

Figura 66 - Células de carga no interior da CPP.

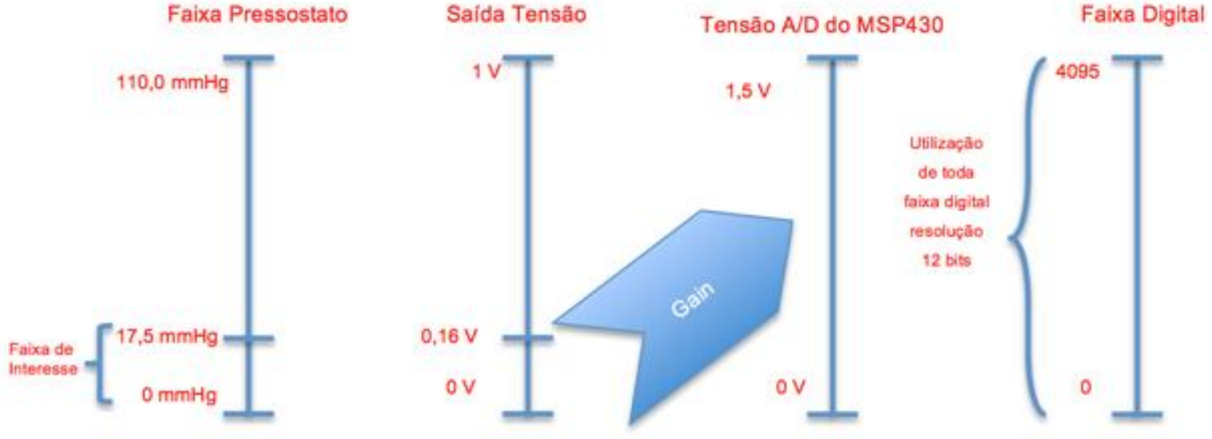


Fonte: O autor (2014).

3.4.4 Instrumentação do Sensor de Pressão

O sensor de pressão utilizado da MKS Instruments Inc. Modelo 223B-11080 possui uma tensão de alimentação de +15 Vdc e -15 Vdc, e uma escala de 0 a 110 mmHg, gerando um sinal analógico em sua saída de 0 a 1 Vdc. O conversor analógico digital A/D do microcontrolador MSP430 possui uma escala de leitura de 0 a 1,5 V de resolução de 12 bits (com 4096 combinações). A pressão máxima que o soprador pode desenvolver é de 17,5 mmHg, conforme é abordado no item de “Testes de Materiais e Equipamentos”. Portanto para ter um sinal com uma resolução e precisão maiores no sensor foi dividido 110 mmHg por 17,5 mmHg, dando uma taxa de 6,3. O ganho de 6,3 seria adequado a uma escala do conversor A/D de 0 a 1 V (saída do sensor), porém como a faixa da entrada do A/D do microcontrolador é de 0 a 1,5 V foi dado mais um ganho multiplicado por 1,5 com certa margem para a medição, num total de ganho 10, conforme ilustra a Figura 67. A sua resolução é de 0,004 mmHg por passo do conversor.

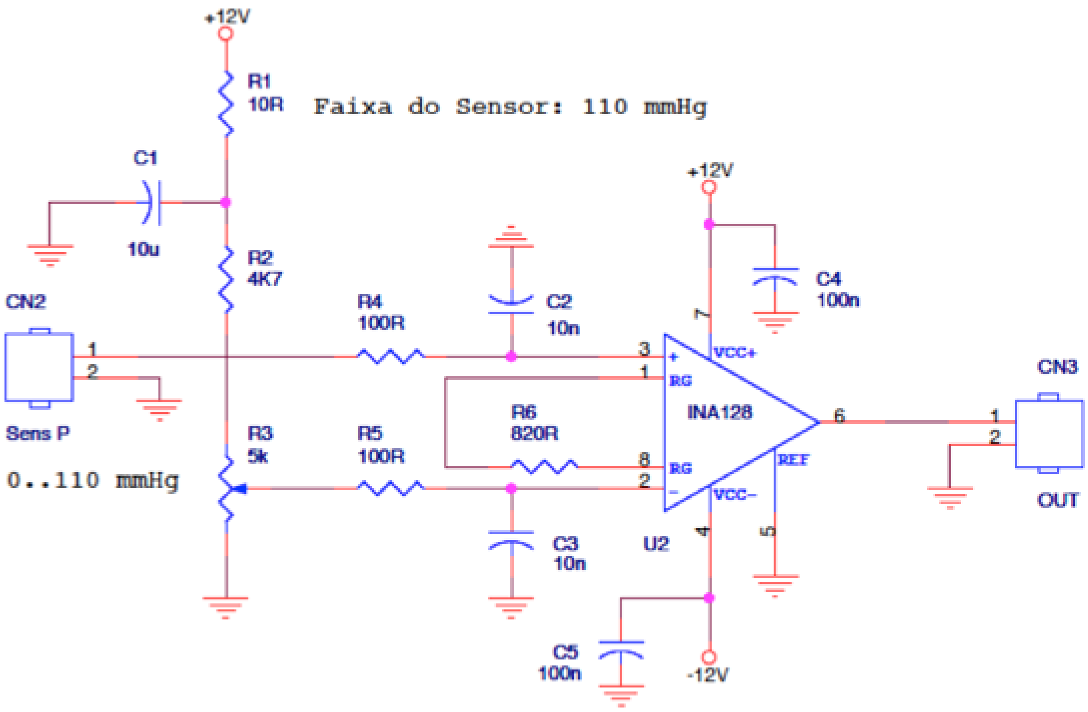
Figura 67 - Leitura do sensor de pressão no sistema e leitura do valor pelo microcontrolador a partir da conversão analógico / digital.



Fonte: O autor (2014).

Tal circuito foi primeiramente esquematizado em um diagrama elétrico (Figura 68). Nesse circuito foi também utilizado o amplificador de instrumentação INA128 que realiza a amplificação associado a circuito de resistores para o ganho adequado. Também possui capacitores eletrolíticos e cerâmicos para filtragem do sinal.

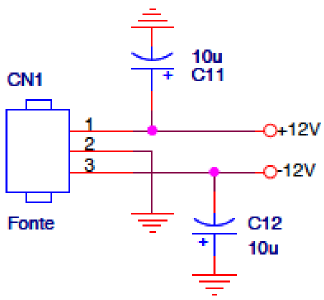
Figura 68 - Diagrama elétrico do sensor de pressão.



Fonte: O autor (2014).

E também seu diagrama de alimentação a partir da fonte construída, abordada “Fonte de alimentação” de +12 Vdc e - 12 Vdc (Figura 69).

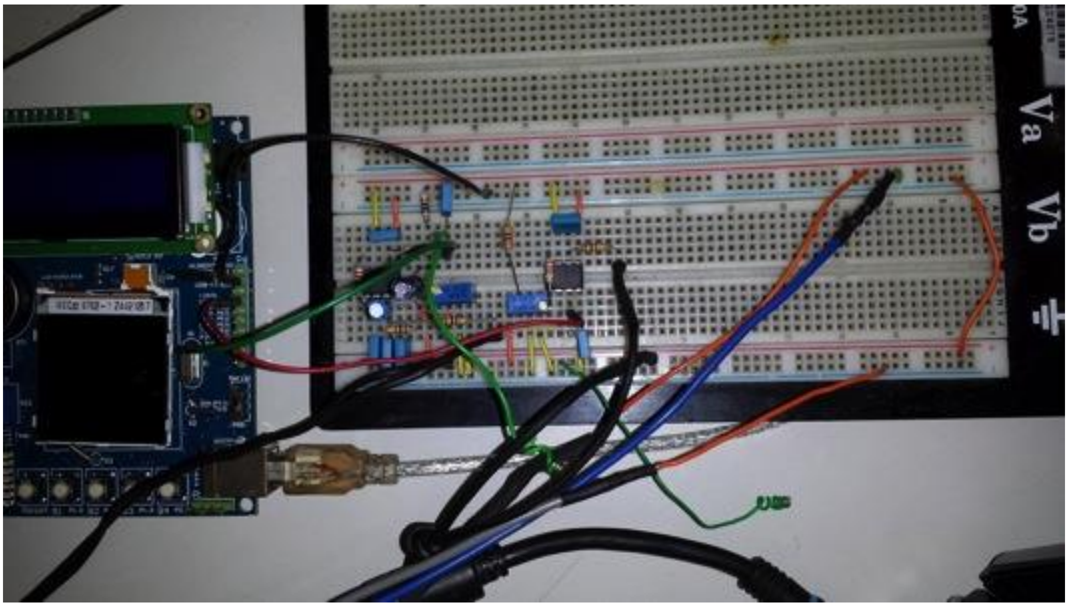
Figura 69 - Diagrama elétrico fonte de alimentação +12 Vdc e -12 Vdc.



Fonte: O autor (2014).

Após, o mesmo foi montado em uma *protoboard* conforme mostra a Figura 70.

Figura 70 - Circuito em *protoboard* de instrumentação do sensor de pressão.



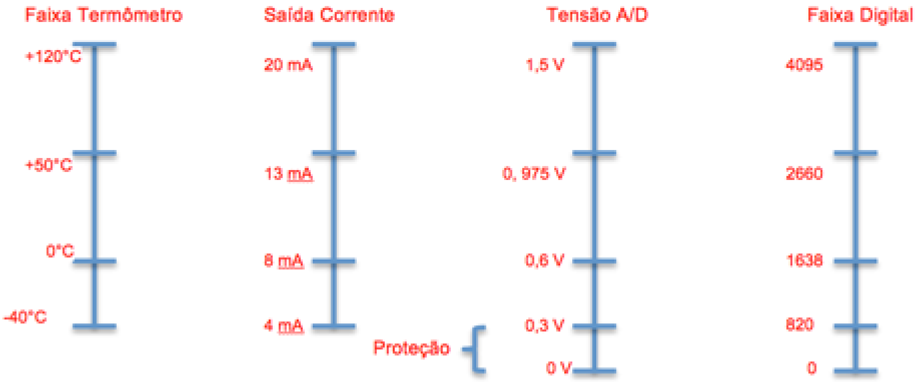
Fonte: O autor (2014).

Obtido sucesso no circuito de teste, o mesmo foi confeccionado em uma placa de circuito impresso, evitando interferências em relação a ruídos. A placa de circuito impresso foi desenhada em *software* de desenho assistido por computador, ORCAD, impressa e também usinada em prototipadora CNC para circuito impresso modelo LPKF ProtoMat S103.

3.4.5 Instrumentação do Sensor de Temperatura e Umidade

O sensor utilizado NOVUS RHT-DM, é alimentado com uma tensão de 24 Vdc. Como possui duas opções de saída de um sinal analógico de tensão de 0 a 10 V ou de corrente de 4 a 20 mA, foi escolhida a saída de corrente, por essa não sofrer tanta interferência a ruídos do meio, sendo mais precisa em sua mensuração. Como o leitor A/D do microcontrolador MSP430 é uma entrada de tensão em escala de 0 a 1,5 V, foi colocado um resistor de 75 ohms para gerar o sinal de tensão adequado de acordo com a faixa de medida. Estima-se que a faixa utilizada na CPP estará entre 0°C e 50°C, portanto a Figura 71 ilustra a medida lida pelo sensor, o sinal de corrente enviado, a tensão gerada a partir do resistor e os valores que o microcontrolador lê digitalmente a partir do conversor analógico digital. A faixa de medida de 0 a 4 mA não é utilizada para proteção sistema.

Figura 71 - Leitura do sensor de temperatura no sistema e leitura do valor pelo microcontrolador a partir da conversão analógico digital.

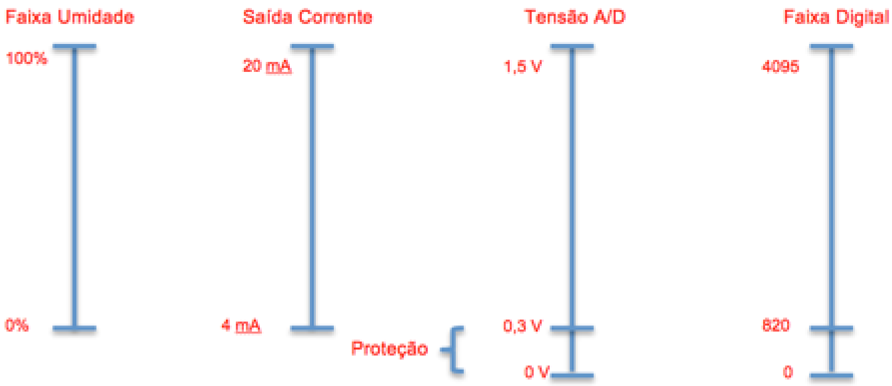


Fonte: O autor (2014).

Ainda na Figura 71 é possível notar que dividindo a faixa de temperatura mensurada pelo sensor pela resolução de 12 bits do conversor A/D do microcontrolador, é obtida uma resolução de 0,05°C por passo do conversor, portanto não sendo necessário a amplificação do sinal, sendo este uma informação de leitura para o protocolo de pesquisa a ser realizado.

Da mesma forma, é realizada com o sensor de umidade relativa, onde também foi escolhida sua saída em sinal de corrente de 4 mA a 20 mA. Sua escala é de 0 a 100% de umidade relativa e colocado um resistor de 75 ohms para gerar o sinal de tensão adequado de acordo com a faixa de medida. A faixa estaria em 100% para gerar um sinal de corrente de 20 mA, tensão de 1,5 V e 4095 valor digital. Já para 0%, gera um sinal de 4 mA em 0,3 V. Portanto é obtida uma resolução de 0,03 percentual de umidade relativa por passo do conversor. Tal analogia pode ser conferida na Figura 72.

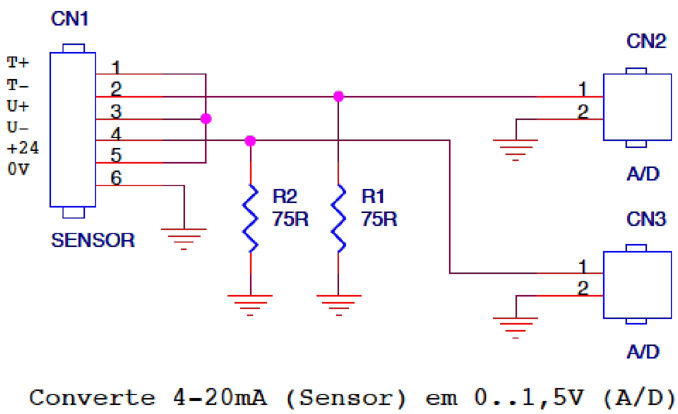
Figura 72 - Leitura do sensor de umidade no sistema e leitura do valor pelo microcontrolador a partir da conversão analógico digital.



Fonte: O autor (2014).

O diagrama elétrico do circuito do sensor de temperatura e umidade pode ser conferido na Figura 73.

Figura 73 - Diagrama elétrico sensor de temperatura e umidade.



Fonte: O autor (2014).

A placa de circuito impresso foi desenhada em *software* de desenho assistido por computador, ORCAD, impressa e também usinada.

3.4.6 Instrumentação do Inversor de Frequência e Soprador

O soprador foi ligado ao inversor de frequência em tensão trifásica de 220 V por fase em conexão estrela onde conexões podem ser conferidas na Figura 74. O inversor foi configurado para trabalhar, com os seguintes parâmetros:

- P081: frequência nominal de 50 Hz;
- P082: 2850 rpm;
- P083: corrente nominal de 3,21 / 1,86 A;
- P084: tensão nominal de 220 V / 380 V;
- P085: potência nominal de 800 W;
- P012: máxima frequência: 80 Hz;
- P013: mínima frequência: 5 Hz.

As funções mais utilizadas no inversor foram:

- P007 = 1: habilita tecla de acionamento;
- P121 = 1: habilita tecla de liga;
- P122 = 1: habilita o botão rotação anti-horária;
- P123 = 1: habilita o controle JOG (inverte a rotação);

Em P001 é definido a visualização dos parâmetros:

- 0: frequência de saída;
- 1: velocidade definida;
- 2: corrente do motor;
- 3: tensão de barramento;
- 5: rpm do motor;
- 8: tensão de saída.

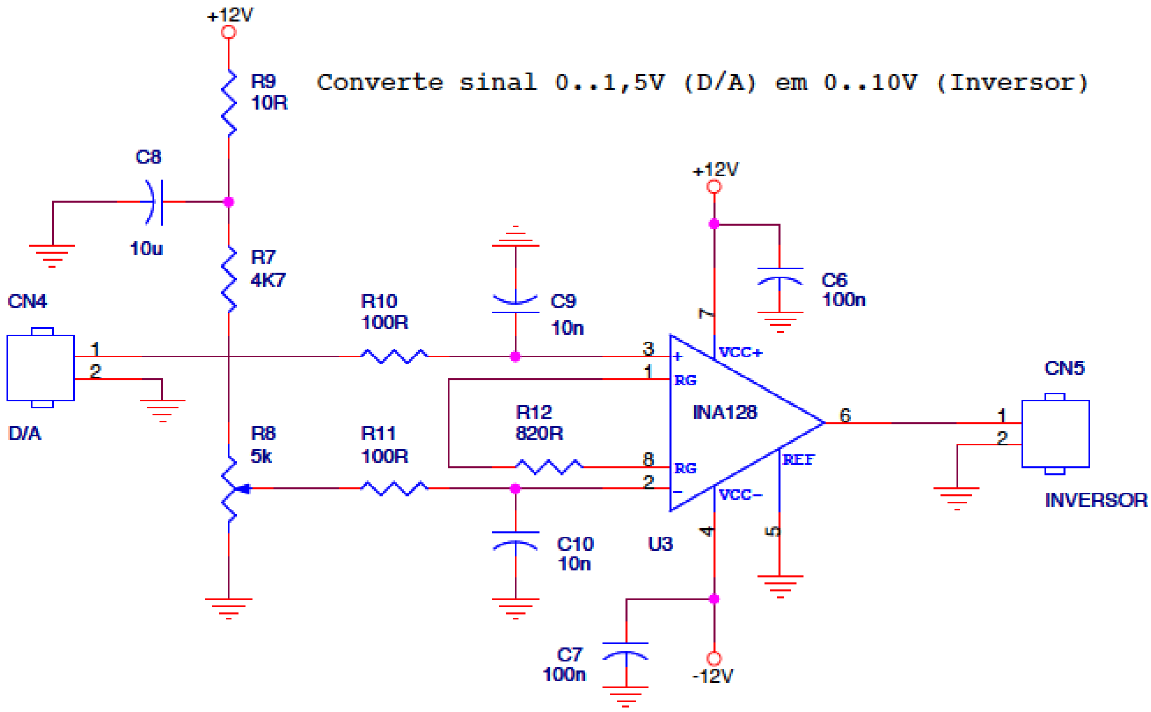
Figura 74 - Conexões do inversor de frequência.



Fonte: O autor (2014).

Para conversão da saída D/A do microcontrolador de 0 a 1,5 V para a entrada analógica do inversor de 0 a 10 V, foi realizado um circuito amplificador (Figura 75).

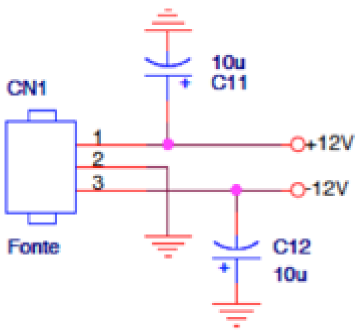
Figura 75 - Circuito amplificador sinal para inversor de frequência do D/A do microcontrolador.



Fonte: O autor (2014).

O circuito de alimentação pode ser visto no diagrama da Figura 76, onde é utilizada uma alimentação de +12 Vdc e -12 Vdc da fonte desenvolvida em abordada no item “Fonte de Alimentação”.

Figura 76 - Alimentação do circuito amplificador do inversor de frequência.



Fonte: O autor (2014).

3.4.7 Fonte de Alimentação

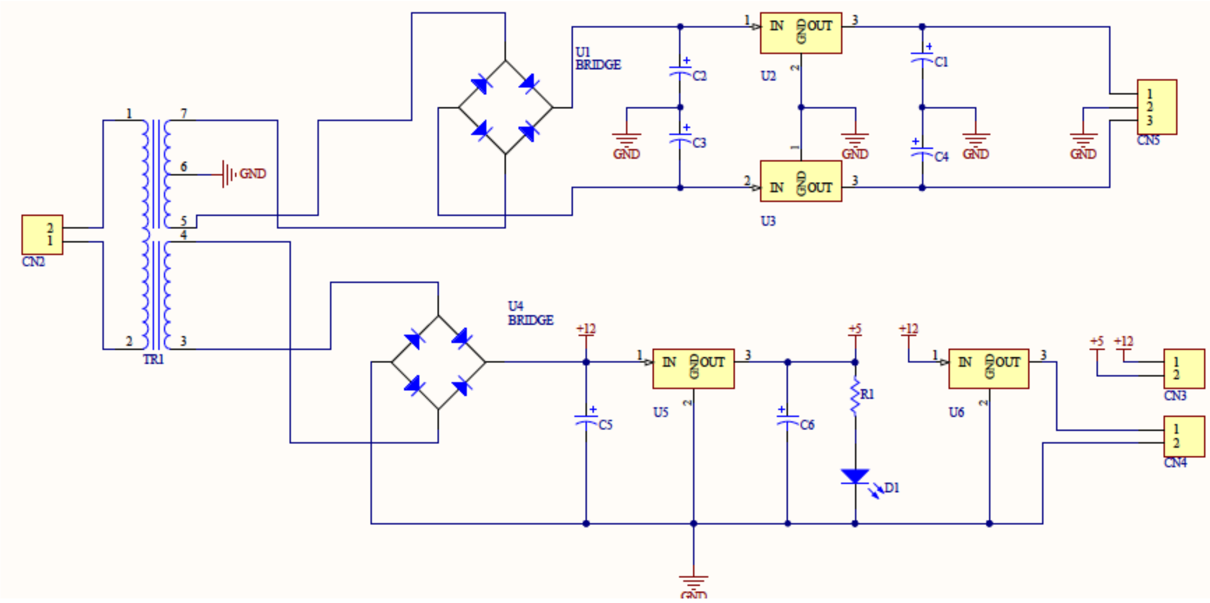
Foi necessário o desenvolvimento de uma fonte de alimentação pois o sistema possui diversos componentes que operam com tensões de alimentação diferentes. Então o projeto da fonte contemplou todas as saídas necessárias, ou seja:

- +24 volts: esta saída alimentam os sensores de temperatura e umidade e a válvula solenoide de emergência.
- +12 / -12 volts: estas saídas alimentam o sensor de pressão e os circuitos analógicos que amplificam o sinal do sensor de pressão para adequar a amplitude medida por este com a entrada do A/D do microcontrolador que é de 1,5 V. Esta alimentação também é usada no circuito de amplificação do sinal do D/A do microcontrolador compatibilizando a saída de 1,5 V com a entrada do inversor de frequência que varia entre 0 e 10 V.
- +5 volts: serve para alimentar o circuito de acionamento do inversor de frequência, o display LCD que acompanha a placa do microcontrolador e o acionamento do circuito de controle da esteira ergométrica.
- +3,3 volts: serve para alimentar todos os circuitos da placa do microcontrolador além dos amplificadores que compatibilizam os sinais das células de carga com a entrada A/D do microcontrolador.

Foram utilizados o conversor chaveado CC-CC PT78ST105 para gerar a saída de 5V conectado a fonte de 24 V pois possui um rendimento melhor nesta faixa de tensão, e o conversor CC-CC PT78ST133 para gerar a saída de 3,3 V também conectado a fonte de 24 V.

Para a construção da fonte foi confeccionado um transformador sob medida para as saídas de 24 V e 12 V. Esse transformador tem as seguintes especificações técnicas: largura de 60 mm, profundidade de 48mm e altura de 38 mm, 12+12V 200mA em cada enrolamento. O diagrama elétrico do circuito da fonte pode ser visto na Figura 77.

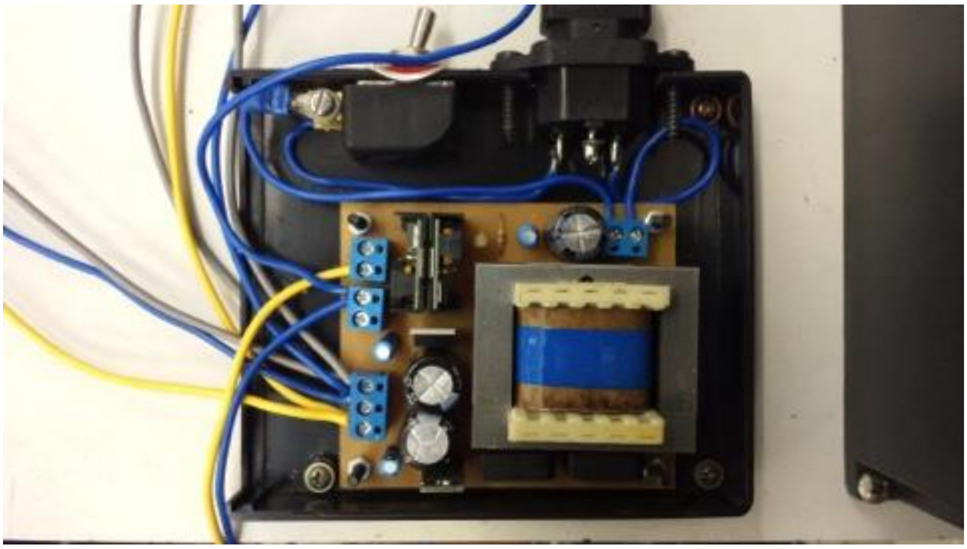
Figura 77 - Diagrama elétrico da fonte de alimentação desenvolvida.



Fonte: O autor (2014).

Foi desenhada a placa de circuito impresso em *software* de desenho assistido por computador, ORCAD, onde a mesma foi usinada em uma prototipadora CNC para circuito impresso modelo LPKF ProtoMat S103 do Laboratório de Ensino e Pesquisa da PUCRS**.** A estrutura da fonte foi montada em um gabinete plástico do tipo patola, podendo ser vista em sua versão final na Figura 78.

Figura 78 - Fonte de alimentação dos circuitos



Fonte: O autor (2014).

3.4.8 Interface de Passagem de Instrumentos

Outro desafio da CPP é realizar a passagem de cabos e conexão de sensores do interior da câmara principal para o exterior, evitando o máximo de vazamentos, uma vez que a câmara é feita de um material flexível. Para a passagem de cabos e mangueiras pneumáticas, foi desenvolvido duas placa rígidas de nylon, uma na parte interior e outra na parte exterior, aparafusadas com 10 parafusos de 4 mm de diâmetro, podendo ser vista na Figura 79. Os instrumentos conectados foram:

- Cabo de força para esteira ergométrica;
- Cabo de controle esteira ergométrica;
- Cabo Instrumentação das células de carga;
- Mangueira do sensor de pressão;
- Mangueira para válvulas de emergência e alívio.

Figura 79 - Interface para passagem de instrumentos.



Fonte: O autor (2014).

3.4.9 Circuito de Emergência

Um requisito importante para qualquer equipamento que envolva a operação de humanos é a instalação de dispositivos de emergência. Os dispositivos de parada de emergência são um meio para o voluntário parar o experimento ao sentir qualquer perigo ou desconforto, assim como quem estiver supervisionando, ao notar que o voluntário possa correr qualquer risco indesejado. Por este motivo, o sistema possui um circuito de emergência que é acionado através de um botão de emergência.

3.4.9.1 Botão de Emergência

O circuito de emergência é acionado através de um botão de emergência da marca SCHMERSAL, o qual possuí um contato normalmente aberto e um normalmente fechado (Figura 80).

Figura 80 - Botão de emergência SCHMERSAL.



Fonte: O autor (2014).

3.4.9.2 Válvula de emergência solenoide

Este dispositivo consiste em uma válvula solenoide pneumática de 3/2 vias normalmente fechado, da marca FESTO MHA2-M1H-3/2G-2, conexão elétrica de 2 pinos com acionado a partir de um sinal de 24 Vdc, 2.88 W, temperatura de operação de -5 a 40 °C, fluxo normal de 100 l/min, frequência máxima de mudança de chave de 130 Hz, pressão de operação de -675 mmHg a 6000 mmHg. A válvula pode ser visualizada na Figura 81.

Figura 81 - Válvula solenoide de emergência.



Fonte: O autor (2014).

3.4.9.3 Válvula de alívio mecânica

Uma válvula de alívio mecânica foi instalada apenas para casos de emergência em que a pressão no interior da câmara passar de 40 mmHg. Está válvula mecânica é calibrada para abrir automaticamente a partir desse valor. A Figura 82 mostra a válvula em teste para abertura a partir do valor determinado utilizando um regulador de pressão da marca FESTO 345 395 P2, um manômetro da marca DIASYST SM 1000 e diversos conectores e mangueiras pneumática, e sua instalação no circuito de emergência através de um circuito pneumático conectado diretamente na CPP.

Figura 82 - Válvula de alívio em A: instalação no circuito de emergência; B: teste de abertura automática.



Fonte: O autor (2014).

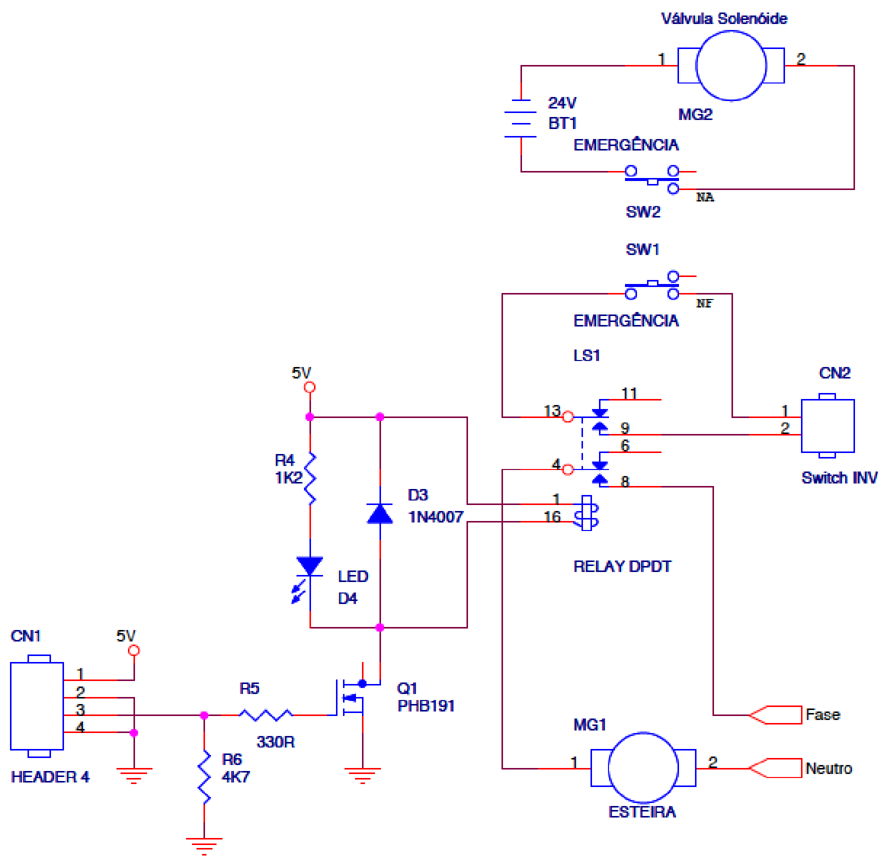
3.4.9.4 Montagem e funcionamento do circuito de emergência

O bloco de contato de terminais conector normalmente aberto (verde na Figura 80) está conectado a válvula solenoide de emergência. Quando o mesmo é acionado, a válvula recebe uma alimentação de 24 Vdc da fonte desenvolvida para esse trabalho. Isso faz com que a válvula abra um fluxo de ar para o meio, fazendo com que o câmara principal se alivie a pressão rapidamente.

O bloco de contato de terminais conector normalmente fechado (vermelho na Figura 80) está conectado a um relé de 24 Vdc que aciona o contato de alimentação do soprador no inversor de frequência. Quando a fonte é ligada o contato fica sempre alimentado, dando a alimentação ao soprador. Quando o botão de emergência é acionado, o mesmo interrompe a alimentação, fazendo com que o soprador desligue-se imediatamente.

Esse contato normalmente fechado também é ligado a outro relé de 24 Vdc, o qual passa pelo circuito de alimentação do equipamento de exercícios físicos que estiver no interior da CPP. Isso faz com que a esteira ergométrica seja desligada imediatamente. Para o desenvolvimento desse circuito foi desenhada a placa de circuito impresso em *software* de desenho assistido por computador, ORCAD, onde a mesma foi usinada em uma prototipadora CNC para circuito impresso modelo LPKF ProtoMat S103 do Laboratório de Ensino e Pesquisa da PUCRS. O diagrama elétrico desse circuito pode ser visto na Figura 83.

Figura 83 - Diagrama elétrico circuito de emergência.



Fonte: O autor (2014).

A placa final montada do circuito de emergência pode ser vista na Figura 84.

Figura 84 - Circuito de Emergência.



Fonte: O autor (2014).

O botão de emergência foi montado em uma caixa plástica padrão e fixado na barra de apoio para as mãos do voluntário, tendo uma excelente ergonomia e alcance para seu acionamento, como mostra a Figura 85.

Figura 85 - Botão de emergência fixado na CPP.

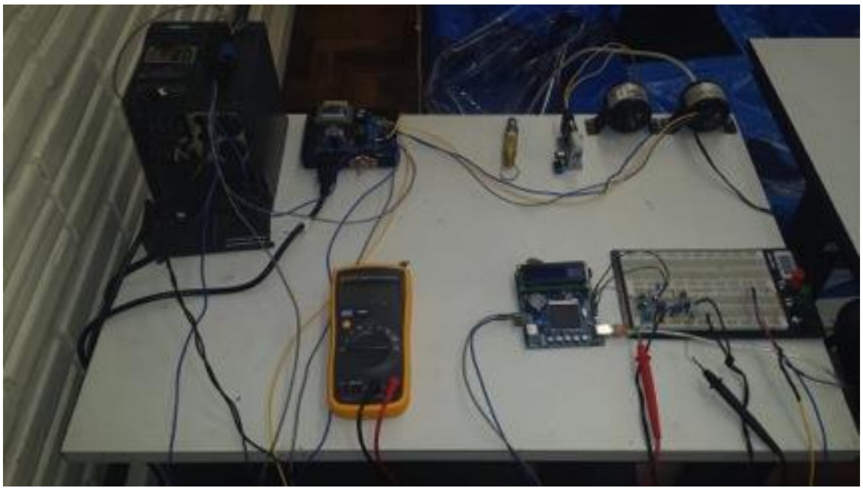


Fonte: O autor (2014).

3.4.10 Bancada de Instrumentos

Para o ordenamento de todos os instrumentos, foi definida uma bancada onde os mesmos foram fixados. Na Figura 86 os instrumentos fixados são: sensor de pressão, inversor de frequência, placas de instrumentação, válvulas de emergência e microcontrolador.

Figura 86 - Bancada de instrumentos.

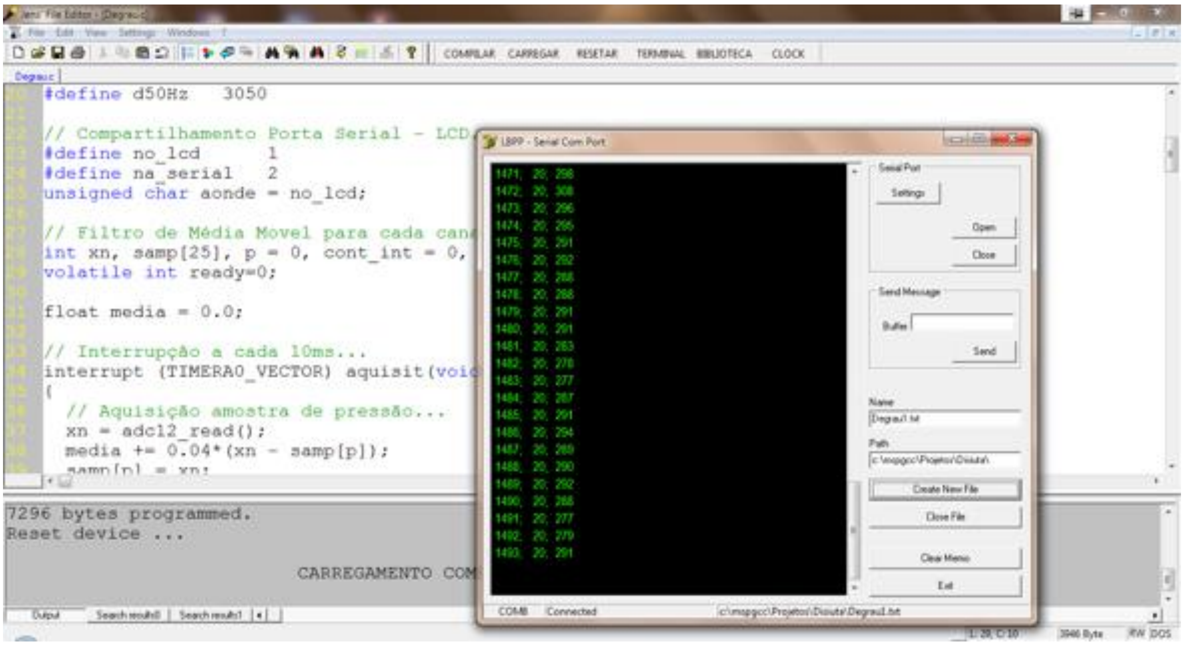


Fonte: O autor (2014).

3.4.11 Software de Aquisição

Um software de aquisição de dados foi desenvolvido para coletar os dados adquiridos e gerar um arquivo em formato .txt. Tais arquivos possibilitam gerar gráficos com a resposta do sistema e consequentemente seu ajuste de controle. O software de captura da portal serial pode ser visto na Figura 87.

Figura 87 - Software de aquisição de dados.



Fonte: O autor (2014).

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 TESTES DE MATERIAIS E EQUIPAMENTOS

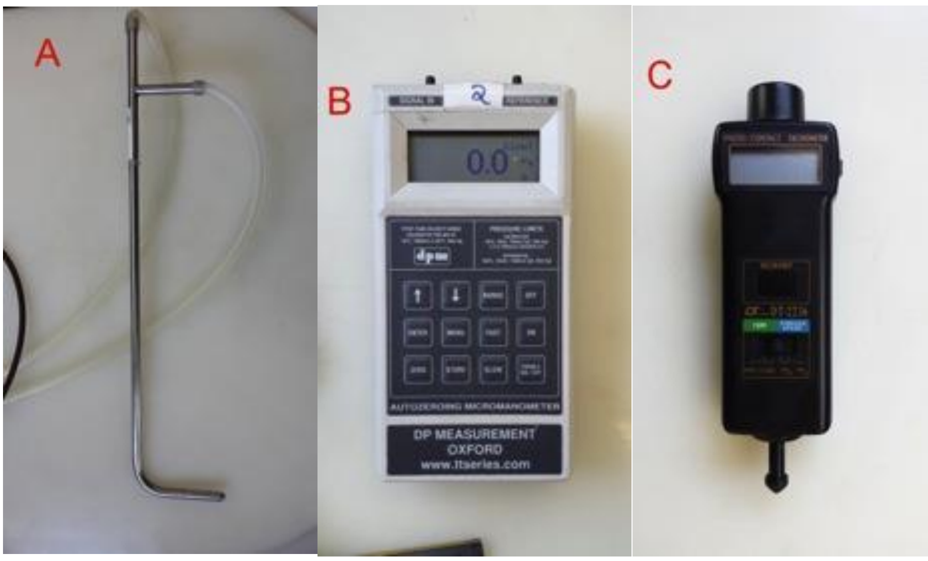
Nesta seção são abordados alguns testes realizados fundamentais para as etapas de desenvolvimento do protótipo da CPP. Tais testes foram realizados seguindo um protocolo previamente determinado.

4.1.1 Levantamento da Curva Característica de Pressão e Vazão do Soprador

Para que a CPP possua a pressão e a vazão suficientes para diminuir o peso aparente do voluntário, de acordo com a pressão necessária, e mantê-la durante os protocolos de pesquisa, é necessário que o soprador possua a pressão adequada com uma grande vazão afim de suprir os vazamentos e perturbações no sistema que são complexas de mensurar. Para isso, foi necessário definir a curva característica de vazão em relação a pressão do soprador utilizado na CPP.

Para realização do experimento foi utilizado um duto de 3 m, um tubo de pitot, um manômetro digital (DP MEASUREMENT OXFORD) e um tacômetro digital (DT 2236). Os instrumentos podem ser vistos na Figura 88.

Figura 88 - Instrumentos para realização de curva característica; A: tubo de pitot; B: manômetro digital; C: tacômetro digital.



Fonte: O autor (2014).

O soprador foi condicionado num sistema acoplado a um duto de 3 m. Foi realizado uma variação da saída do tubo de ar através de um tampão, perfurando-o em diâmetros crescentes, podendo ser conferido na Figura 89.

Figura 89 - Duto acoplado ao soprador.



Fonte: O autor (2014).

Um tubo de pitot foi utilizado para medir a velocidade do ar, acoplado no meio do tubo, distante 1,5 m de cada extremidade e posicionado no centro do tubo em profundidade, onde o fluxo de ar é menos turbulento, juntamente com um manômetro, conforme Figura 90.

Figura 90 - Colocação do tubo de pitot no duto.



Fonte: O autor (2014).

Com o registro do tubo totalmente fechado, a vazão é igual a zero, obtendo o valor máximo de pressão do soprador. Já com o registro totalmente aberto, a vazão será máxima e a pressão mínima, numa relação inversamente proporcional.

4.1.1.1 Curva característica a 50 Hz

No Quadro 2 é possível verificar os valores da curva característica a 50 Hz com a velocidade do motor medida através de um tacômetro de 2976 rpm. Os valores estão referenciando o diâmetro das diferentes aberturas do duto em metros, o cálculo da área da abertura em metros quadrados, a velocidade do ar em metros por segundo, obtida através do tubo de pitot, o cálculo da vazão de saída do ar, em metros cúbicos por segundo, a partir da multiplicação da área da abertura pela velocidade, a vazão convertida para metros cúbicos por minuto, a pressão desenvolvida pelo soprador em pascal medida pelo manômetro e o cálculo da pressão convertida em milímetros de mercúrio.

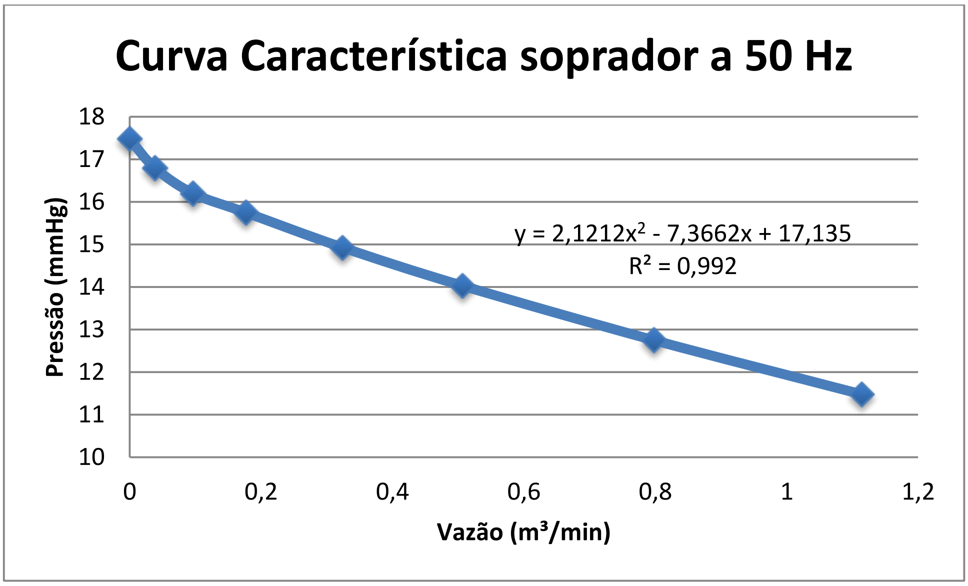
Quadro 2 - Tabela de valores obtidos no experimento para o soprador em 50 Hz

Diâmetro abertura (m)	**Área da abertura (m²)**	**Velo-cidade (m/s)**	**Vazão (m³/s)**	**Vazão (m³/min)**	**Pressão (Pa)**	**Pressão (mmHg)**
0,000	0,00000	0,00	0,00000	0,00000	2,33	17,48
0,026	0,00053	1,20	0,00063	0,03822	2,24	16,80
0,033	0,00085	1,88	0,00160	0,09647	2,16	16,20
0,038	0,00113	2,60	0,00294	0,17692	2,10	15,75
0,044	0,00152	3,55	0,00539	0,32387	1,99	14,93
0,050	0,00196	4,30	0,00844	0,50658	1,87	14,03
0,056	0,00246	5,40	0,01330	0,79801	1,70	12,75
0,062	0,00301	6,15	0,01856	1,11403	1,53	11,48
0,145	0,01651	10,80	0,17834	10,70042	0,08	0,61

Fonte: O autor, (2014)

A curva característica de pressão e vazão a 50 Hz com uma rotação de 2976 rpm pode ser vista na Figura 91.

Figura 91 - Curva característica de pressão e vazão a 50 Hz.



Fonte: O autor (2014).

4.1.1.2 Curva característica a 25 Hz

Da mesma forma que a curva de 50 Hz, a curva para o soprador a 25 Hz e rotação medida pelo tacômetro de 1490 rpm foram coletados os dados necessários para sua estimativa. Tais valores podem ser vistos no Quadro 3.

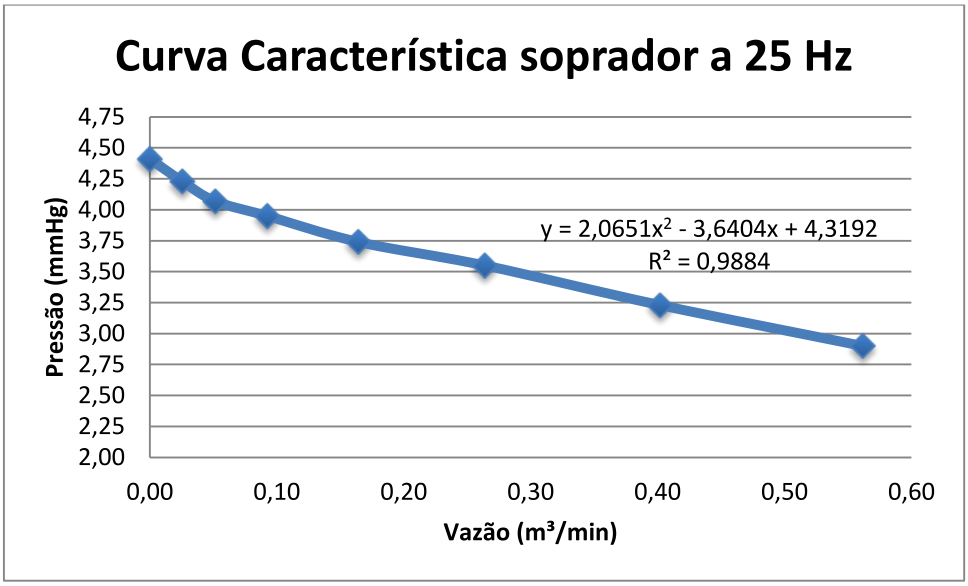
Quadro 3 - Tabela de valores obtidos no experimento para o soprador em 25 Hz

Diâmetro abertura (m)	Área da abertura (m²)	Velo-cidade (m/s)	Vazão (m³/s)	Vazão (m³/min)	Pressão (Pa)	Pressão (mmHg)
0,000	0,00000	0,00	0,0000	0,00000	588	4,41
0,026	0,00053	0,80	0,0004	0,02548	564	4,23
0,033	0,00085	1,00	0,0008	0,05131	543	4,07
0,038	0,00113	1,36	0,0015	0,09254	527	3,95
0,044	0,00152	1,80	0,0027	0,16421	499	3,74
0,050	0,00196	2,24	0,0043	0,26389	473	3,55
0,056	0,00246	2,72	0,0066	0,40196	430	3,23
0,062	0,00301	3,10	0,0093	0,56154	387	2,90
0,145	0,01651	5,50	0,0908	5,44928	21	0,16

Fonte: O autor (2014)

A curva característica de pressão e vazão a 25 Hz com uma rotação de 1490 rpm pode ser vista na Figura 92.

Figura 92 - Curva característica de pressão e vazão a 25 Hz.



Fonte: O autor (2014).

4.1.2 Teste PVC Transparente

Para testar a resistência do PVC transparente, material mais frágil em relação aos utilizados nesse protótipo, foi desenvolvido uma câmara de testes. A câmara de testes consistiu em utilizar o PVC transparente de 1200 mm de comprimento por 80 mm de diâmetro, com solda em alta frequência em formato cilíndrico. Para sua vedação foram cortadas duas chapas de madeira de diâmetro de 80 mm. As chapas foram colocadas nos extremos do cilindro de PVC e fixadas por uma cinta metálica e utilizado silicone para a sua vedação.

Para os testes de pressão interna, foi montado um circuito pneumático com um regulador de pressão da marca FESTO 345 395 P2, um manômetro da marca DIASYST SM 1000 e diversos conectores e mangueiras pneumática. Foram utilizados os pontos de ar comprimido existentes no Centro de Microgravidade – Pesquisa / Faculdade de Engenharia da PUCRS. O circuito pneumático pode ser visto na Figura 93.

Figura 93 - Circuito pneumático de testes de PVC transparente.



Fonte: O autor (2014).

De acordo com RUSSOMANO (2006), no desenvolvimento de uma câmara de pressão negativa para membros inferiores, foram realizados testes com o mesmo material, submetendo-o a uma pressão de até 100 mmHg, obtendo sucesso em sua realização. O objeto foi para verificar se poderia ocorrer rasgos ou vazamentos nas pressões de trabalho. Como a pressão máxima da CPP é em torno de 17,5 mmHg, testes com pressões acima deste valor foram feitas apenas como margem de segurança. Foi proposto um protocolo de testes de 15 min para as pressões positivas internas de: 20 mmHg, 40 mmHg, 60 mmHg e 80 mmHg. Um intervalo de no mínimo dois dias foi seguido entre cada teste para a secagem do silicone de vedação. A Figura 94 ilustra os testes.

Figura 94 - Testes com PVC transparente A: pressão ambiente; B: pressão = 60 mmHg.



Fonte: O autor (2014).

4.1.2.1 Teste 1

No primeiro teste a pressão máxima obtida foi de 20 mmHg, nesta pressão a cinta de metal soltou. A mesma foi recolocada com maior firmeza e vedada novamente com silicone, foi necessário 2 dias para secagem do mesmo. O resultado está no Quadro 4.

Quadro 4 - Teste 1 do PVC transparente.

Teste	Tempo	Pressão	Observações
1	15 min	20 mmHg	Cinta de metal estourou após 1 min
Observações: Temperatura: 25,0°C umidade relativa 48%, hora: 14 h 00 min.			

Fonte: O autor (2014).

4.1.2.2 Teste 2

No segundo teste, novamente a cinta de metal estourou, em uma pressão também de 20 mmHg. Para aumentar a resistência da cinta, foi colocado percevejos, mais silicone para vedação e uma corda em volta do PVC transparente para melhor distribuição das forças pressóricas. Resultados podem ser conferidos no Quadro 5.

Quadro 5 - Teste 2 do PVC transparente.

Teste	Tempo	Pressão	Observações
1	15 min	20 mmHg	Cinta de metal estourou após 12 min
Observações: Temperatura: 28,0°C umidade relativa 45%, hora: 10 h 00 min.			

Fonte: O autor (2014).

4.1.2.3 Teste 3

O sistema resiste bem até 60 mmHg, no entanto a vazão de ar do ponto de ar comprimido não é suficiente para suprir os diversos vazamentos do protótipo de testes, fazendo com que uma pressão maior não possa ser alcançada. Ilustra a Figura 95 o manômetro em aproximadamente 60 mmHg.

Figura 95 - Manômetro para testes em PVC transparente em 60 mmHg.



Fonte: O autor (2014).

Para tentar estancar os vazamentos as chapas de madeira foram impermeabilizadas através da aplicação de um selador (Suvinil Premium para madeiras). Foi aplicado mais silicone, em cima dos percevejos e nos vazamentos existentes entre a chapa de madeira e o plástico. Resultado no Quadro 6.

Quadro 6 - Teste 3 do PVC transparente.

Teste	Tempo	Pressão	Observações
1	15 min	20 mmHg	Ok
2	15 min	40 mmHg	Ok
3	15 min	60 mmHg	Ok
4	15 min	80 mmHg	Com o excesso de vazamentos não foi possível ir além dos 60 mmHG.
Observações: Temperatura: 25,7°C umidade relativa 44%, hora: 14 h 25 min.			

Fonte: O autor (2014).

4.1.2.4 <u>Teste 4</u>

Após reparos dos vazamentos, foram constatados mais vazamentos na parte de vedação entre a cinta e percevejos, onde novamente foi aplicado mais silicone para vedação. O teste não passou dos 60 mmHg visto no Quadro 7.

Quadro 7 - Teste 4 do PVC transparente.

Teste	Tempo	Pressão	Observações
1	15 min	20 mmHg	Ok
2	15 min	40 mmHg	Ok
3	15 min	60 mmHg	Ok
4	15 min	80 mmHg	Com o excesso de vazamentos não foi possível ir além dos 60 mmHG.
Observações: Temperatura: 34,0°C umidade relativa 34%, hora: 9 h 30 min.			

Fonte: O autor (2014).

4.1.2.5 Teste 5

Semelhante ao teste 4, foi constado muitos vazamentos na parte de vedação entre a cinta e percevejos, foi tentado corrigi-los porém não passou dos 60 mmHg de pressão interna, conforme mostra Quadro 8.

Quadro 8 - Teste 5 do PVC transparente.

Teste	Tempo	Pressão	Observações
1	15 min	20 mmHg	Ok
2	15 min	40 mmHg	Ok
3	15 min	60 mmHg	Excesso de vazamentos
Observações: Temperatura: 30,0°C umidade relativa 43%, hora: 15 h 05 min.			

Fonte: O autor (2014).

4.1.2.6 Teste 6

Foi realizada outra conexão para colocação de uma segunda alimentação de ar comprimido, dando uma maior vazão no entanto, semelhante aos testes 4 e 5 os vazamentos foram maiores que a vazão dos pontos de ar comprimido, fazendo com que o teste não fosse além dos 60 mmHg. O resultado pode ser conferido no Quadro 9.

Quadro 9 - Teste 6 do PVC transparente.

Teste	Tempo	Pressão	Observações
1	15 min	20 mmHg	Ok
2	15 min	40 mmHg	Ok
3	15 min	60 mmHg	Excesso de vazamentos
Observações: Temperatura: 30,0°C umidade relativa 38%, hora: 12 h 55 min.			

Fonte: O autor (2014).

4.1.2.7 Teste 7

Outro teste foi realizado colocando uma carga de 54 kg sobre a câmara de teste vazia. O ar comprimido foi acionado e a mesmo a suspendeu a carga com uma pressão inferior a 10 mmHg, conforme ilustra Figura 96.

Figura 96 - Teste com carga de 54kg no PVC transparente.



Fonte: O autor (2014).

4.1.2.8 Conclusões e discussão preliminares sobre os testes

Após a realização desses testes foi observado que o problema foi a vazão insuficiente dos pontos de ar comprimido. Foi verificado que a pressão máxima

nesses pontos é de 4,5 a 6 bar, sendo uma vazão entre 17 l/min a 30 l/min. Os vazamentos são inerentes a própria natureza do protótipo.

A ideia inicial desse projeto era utilizar o ponto de ar comprimido existente no Centro de Microgravidade para o controle da pressão da CPP, através de uma válvula proporcional. No entanto, com os testes realizados foi concluído que o ponto não teria vazão suficiente para a CPP, não alcançando a pressão desejada de trabalho para diminuição do peso aparente do voluntário.

Portanto a primeira conclusão sobre os testes foi que era necessário um equipamento que gerasse grande vazão e pressão, como um soprador. Também foi verificado que o material resiste pelo menos 4,5 vezes mais do que a pressão de trabalho máxima que será utilizada na CPP.

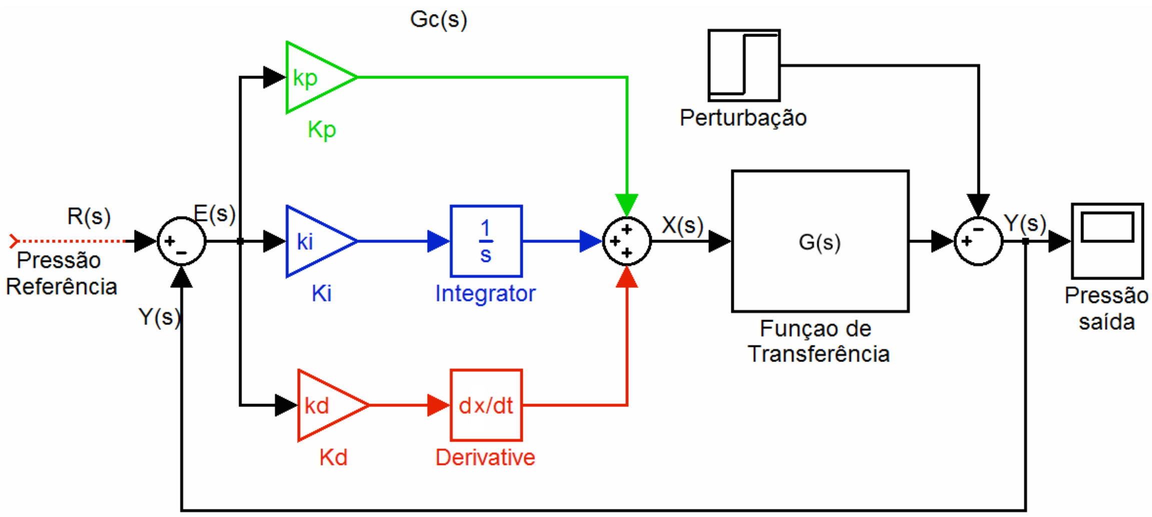
4.2 SISTEMA DE CONTROLE

Sensores e atuadores são os principais elementos que operam e constituem o projeto de um sistema. O sistema de controle utilizado para a atingir a pressão necessária para a diminuição do peso aparente do voluntário é um sistema de controle em malha fechada. O controle clássico ou realimentado consiste em um conjunto de técnicas que permitem ao sistema alcançar o objetivo desejado e permanecer nesse valor mesmo que haja perturbações externas ou variações. A principal característica desse sistema é a realimentação da saída através de um sensor que mede a variável a ser controlada, ou seja, a pressão, a qual é a entrada de referencia do sistema. Esse sistema propicia um controle mais preciso pois o sinal controlado é realimentado e sempre comparado com a referência, e um sinal de controle que considera a diferença entre a entrada e a saída (o erro) é enviado ao inversor de frequência, que por sua vez controla o atuador do sistema, o soprador, a fim de corrigir o erro (ROSÁRIO, 2006).

O sinal de referência do sistema (Pressão de Referência) é o sinal da saída do bloco de configuração do sistema, onde nesse caso, é realizada através do peso aparente desejado, o qual é enviado ao controle para atuar no sistema de forma a definir as pressões necessárias para que o voluntário tenha o peso aparente que teria na Lua ou em Marte, configurando automaticamente em uma etapa inicial. O sensor do sistema de configuração são as células de carga.

Uma ilustração do diagrama de controle do sistema pode ser visto na Figura 97.

Figura 97 - Diagrama de blocos do sistema de controle.



Fonte: O autor (2014).

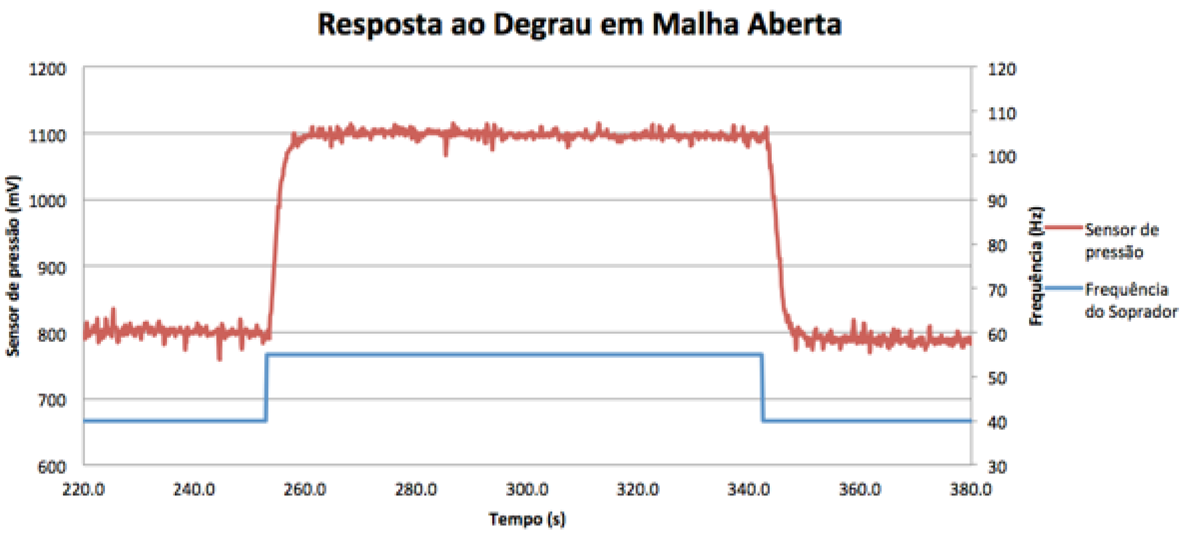
Para a realização do controle do sistema, foi idealizado um controle Proporcional Integral Derivativo - PID, o qual consiste em comparar o valor da saída com o valor de *setup*, sendo um dos controladores mais utilizados no mundo atualmente em robótica industrial. A combinação das três ações aproveita certas características particulares de cada uma a fim de se obter uma melhoria significativa do comportamento transitório em regime permanente do sistema controlado (ASTROM, 2001). O sinal de controle PID no domínio tempo é dado pela Equação 9.

$$x(t) = K_P \left[e(t) + \frac{1}{T_i} \int_0^{\tau} e(\tau) d\tau + T_d \frac{de(t)}{dt} \right] \quad com \quad k_i = \frac{k_p}{t_i} \quad e \quad k_d = k_p * t_d \qquad (9)$$

Nessa equação estão descritas os parâmetros de ganho proporcional K_P, tempo integral T_i , tempo derivativo T_d e erro em $e(t)$. A função principal da ação integral é fazer com que o sinal do processo siga o sinal de referência com erro nulo, no entanto esta ação pode instabilizar o sistema, devendo ser combinada com a ação integral. A ação derivativa tem o objetivo de ser uma ação preditiva, antecipando a ação de controle fazendo com que o sinal reaja mais rápido para atingir a referencia. Isto acontece em função do atraso da dinâmica real do sistema onde a mudança da variável de controle acarreta na mudança da saída do sistema somente após certo tempo (NISE, 2009).

No sistema foi analisada a resposta de uma entrada ao degrau em malha aberta e foi analisado seu comportamento na região de interesse (pressões nas quais o peso aparente de certa carga de 812,98 N seria reduzido para valores semelhantes ao peso da Lua ou Marte) entre 40 Hz e 55 Hz. Na Figura 98 aquisição foi de 40 a 55 Hz e de 55 a 40 Hz.

Figura 98 - Resposta ao degrau em malha aberta



Fonte: O autor (2014).

Foi analisado a resposta na região de interesse e verificado que o sistema tem comportamento de primeira ordem ou seja, possui apenas um polo. Foi verificado que o ganho DC do sistema é $\overline{K} = 20\frac{mV}{Hz}$ em um atraso de transporte de $\gamma = 0{,}7\ s$ onde a constante de tempo é calculada como $\tau = 1{,}6\ s$ podendo assim determinar a função de transferência do sistema no domínio frequência onde temos na Equação 10:

$$G(s) = \frac{Y(s)}{X(s)} = \overline{K}\,\frac{e^{-\gamma s}}{\tau s + 1} \tag{10}$$

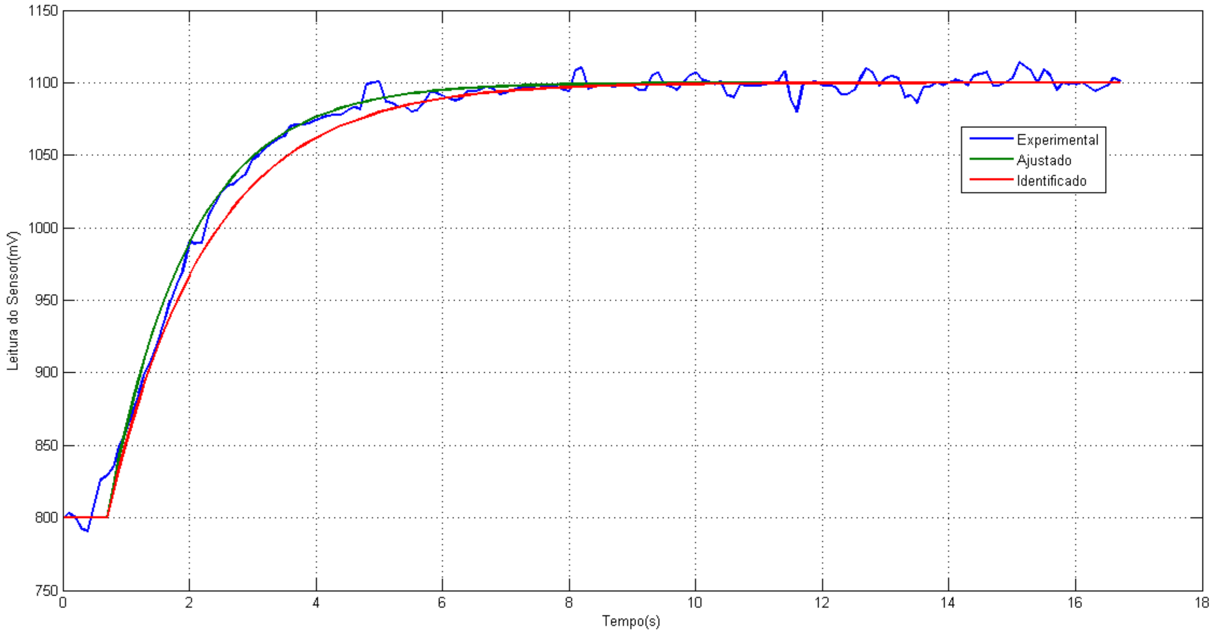
X(s) é a entrada do sistema, Y(s) sua saída e G(s) a função de transferência. Com tais respostas foi possível determinar a função de transferência do sistema:

$$G(s) = 20\frac{e^{-0{,}7s}}{1{,}6s + 1}$$

A identificação do sistema pode, ser vista na Figura 99 onde o parâmetro identificado ao sistema de primeira ordem $\tau = 1{,}6\ s$ na curva em vermelho foi

ajustado para a planta de primeira ordem $\tau = 1{,}3\ s$ para melhor ajuste da curva do sistema.

Figura 99 - Identificação do sistema.



Fonte: O autor (2014).

Portanto, a função de transferência do sistema ficou definida como:

$$G(s) = \ 20\frac{e^{-0{,}7s}}{1{,}3s + 1}$$

Levando em consideração a tabela de Chien, Hrones e Reswick para o método de resposta ao salto, para ajustes do controlador PID, tem-se os seguintes parâmetros no Quadro 10.

Quadro 10 - Parâmetros controlador PID.

Controlador	k_p	t_i	t_d
P	$\frac{0{,}3}{a}$	---	---
PI	$\frac{0{,}35}{a}$	$1{,}2\tau$	---
PID	$\frac{0{,}6}{a}$	τ	$0{,}5L$

Fonte: BAZANELLA (2005).

Ação derivativa é zero pelo cálculo da função de transferência ser apenas do PI e não necessitar da ação preditiva pelo comportamento do sistema de primeira ordem e estável. A função de transferência para implementação do controlador PI pode ser conferida de acordo com a Equação 11.

$$G_c(s) = \frac{X(s)}{E(s)} = k_p \frac{(t_i s + 1)}{t_i s} \quad (11)$$

Utilizando os parâmetros calculados $k_p = 0{,}06$ e $t_i = 1{,}56$, a função de transferência do controlador PI é definida como:

$$G_c(s) = \frac{(0{,}0507\ s + 0{,}0325)}{1{,}56\ s}$$

Utilizando uma aproximação de Tustin obtem-se uma função de transferência discreta $G_c(z)$ equivalente a $G_c(s)$ (Equação 12).

$$G_c(z) = G_c(s)\ para\ s = \frac{2(z-1)}{T(z+1)} \quad (12)$$

Dado que o período de amostragem de T=0,1 s chega-se na seguinte expressão:

$$G_c(z) = \frac{X(z)}{E(z)} = \frac{0{,}033541667z - 0{,}03145833}{z-1}$$

Realizando a transformada inversa da $G_c(z)$ é obtida a seguinte lei de controle, onde k representa a amostra do sistema:

$$X(k) = X(k-1) + 0{,}033541667e(k) - 0{,}03145833e(k-1)$$

Para aplicação no microcontrolador foi utilizado o código básico descrito:

```
y = medida_saída
erro = ref – y
x = x_ant + 0,033541667*erro-0,03145833*erro_ant
erro_ant = erro
x_ant = x
```

Com tal sintonia, foram realizado testes, a uma temperatura ambiente de 22,6°C e umidade relativa do ar de 74% com uma carga de 812,98 N, simulando o peso que esta carga teria na Lua, ou seja com uma aceleração da gravidade de 1,62 m/s^2. Calculando o peso aparente, de acordo com a equação 4 tem-se 134,46 N na Lua. Realizando os cálculos das equações 7 e 8 tem-se:

GRF = $m * g + A_{xy} * \Delta P$

$\Delta P = P_1 - P_2$

$\Delta P = 102190\ Pa - P_2$

$A_{xy} = (0{,}6\ m * 0{,}9\ m) - (\pi * (0{,}225\ m)^2) = 0{,}381\ m^2$

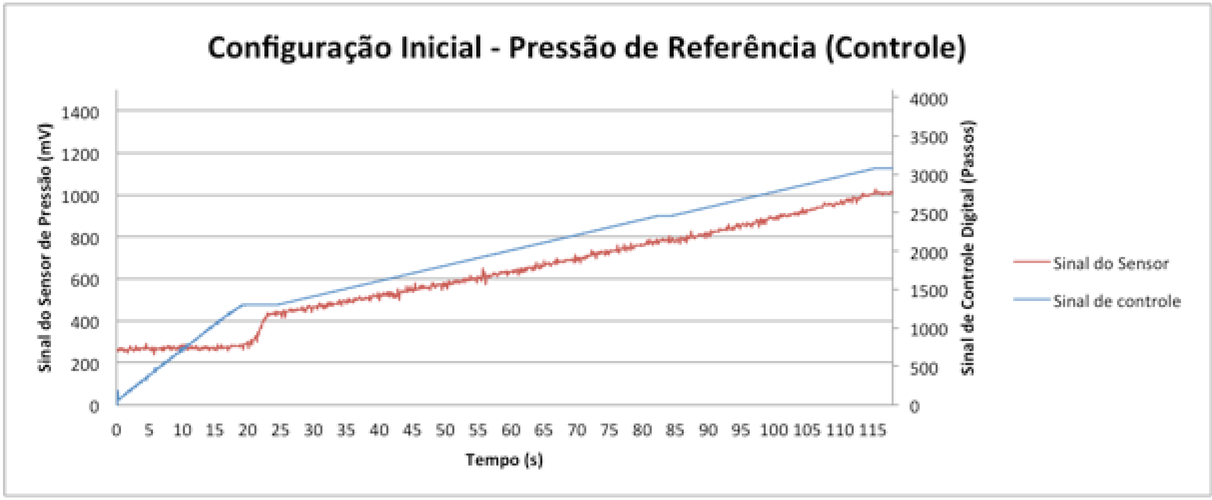
$Onde\ 134{,}46\ N = 83\ kg * 9{,}795 \frac{m}{s^2} + 0{,}381\ m^2 * (102190 \frac{N}{m^2} - P_2)$

$P_2 = 103970{,}88\ Pa$ para Lua

Realizando os mesmos cálculos para Marte (aceleração da gravidade de $3{,}71\ m/s^2$) tem-se que o peso aparente deve ser de 307,93 N e $P_2 = 103515.58\ Pa$. Descontando a pressão atmosférica e convertendo para mmHg tem-se uma pressão igual a 13,36 mmHg para que a mesma tenha o peso aparente como estivesse na Lua e 9,94 mmHg para Marte.

O gráfico (Figura 100) mostra o sinal de controle no eixo vertical a direita representando o sinal digital (em azul) enviado do microcontrolador ao inversor de frequência. Já o sinal de pressão em mV (em vermelho) no eixo vertical a esquerda, representa a pressão medida pelo sensor para uma carga de 812,98 N.

Figura 100 - Gráfico de controle da configuração inicial do sistema.

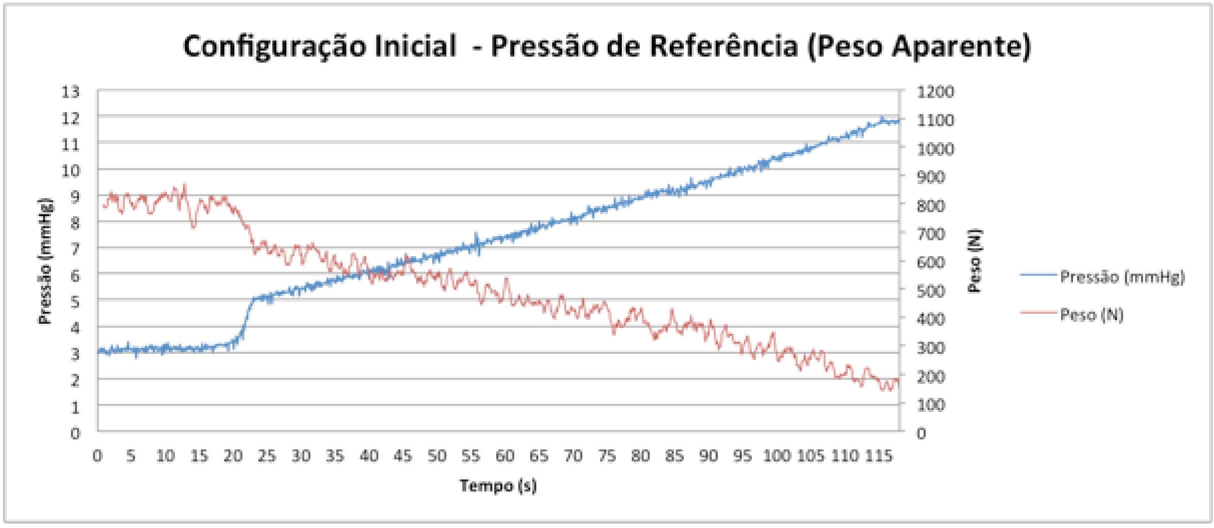


Fonte: O autor (2014).

O gráfico da Figura 101 mostra a relação entre pressão (em azul) necessária, em mmHg no eixo esquerdo vertical medida pelo sensor, para diminuição do peso aparente da carga (em vermelho) em N no eixo vertical a direita medida pelas quatro células de carga, para simulação do peso aparente da carga de 812,98 N. Para a simulação Marte (peso aparente de 307,93 N) é verificada uma pressão necessária

de 9,26 mmHg e para a simulação Lua (peso aparente 134,46 N) de 11,88 mmHg. No instante 20 s é quando a câmara fica completamente cheia.

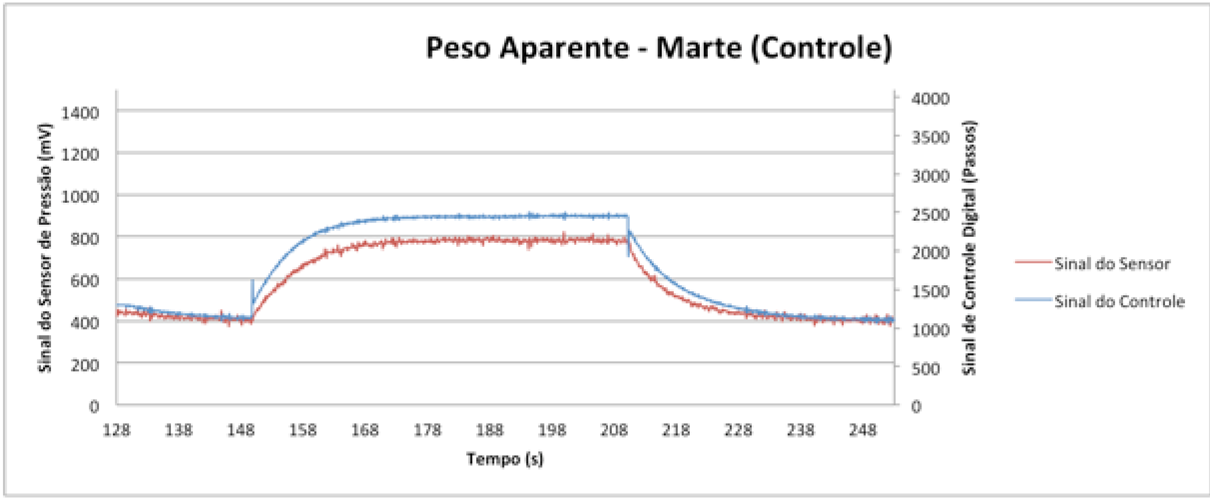
Figura 101 - Gráfico de peso aparente da configuração inicial do sistema.



Fonte: O autor (2014).

Após a configuração inicial, é acionado o *push-button* B4 (no instante 150 s) para simulação do peso da carga em Marte. O controle do sistema do sinal do microcontrolador em relação a pressão pode ser visto no gráfico da Figura 102. No instante 210 s é acionado o *push-button* B2, o qual alivia a pressão no interior da câmara, terminando a simulação.

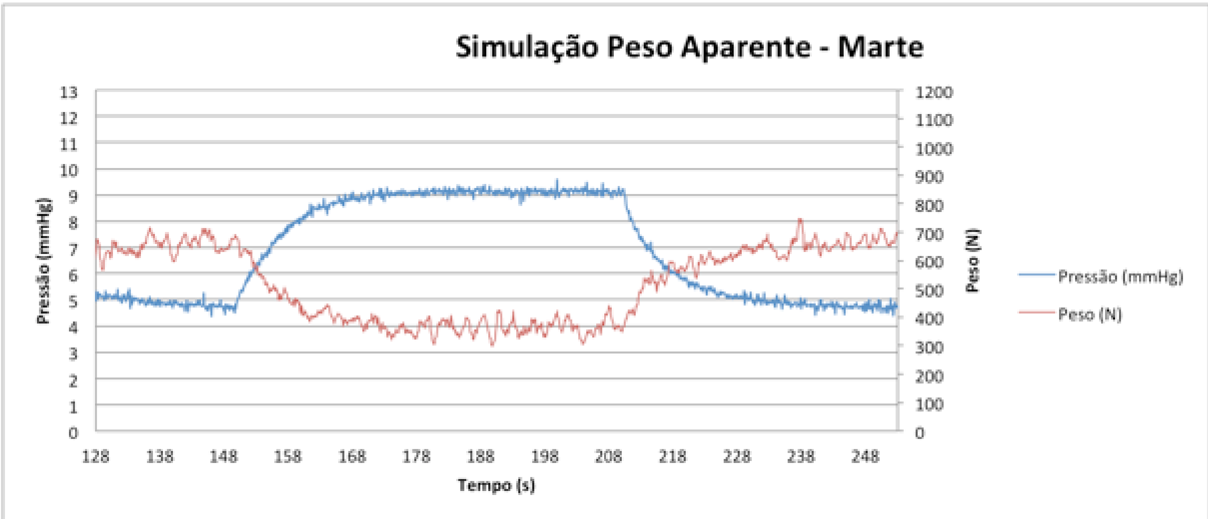
Figura 102 - Gráfico de controle simulação peso aparente em Marte.



Fonte: O autor (2014).

O gráfico da Figura 103 mostra a relação entre pressão e peso aparente, simulando ambiente de hipogravidade em Marte, onde a carga de 812,98 N passou a ter um peso aparente de 307,93 N.

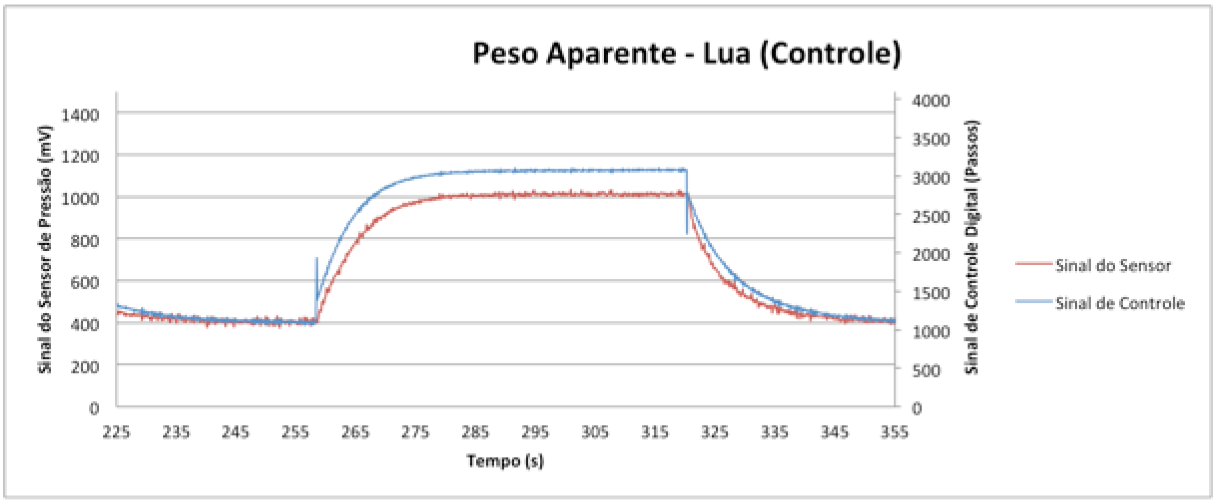
Figura 103 - Gráfico de peso aparente simulando ambiente de hipogravidade de Marte.



Fonte: O autor (2014).

É acionado o *push-button* B3 (no instante 260 s) para simulação do peso da carga na Lua. O controle do sistema do sinal do microcontrolador em relação a pressão pode ser visto no gráfico da Figura 104. No instante 320 s é acionado o *push-button* B2, aliviando a pressão no interior da câmara, terminando a simulação.

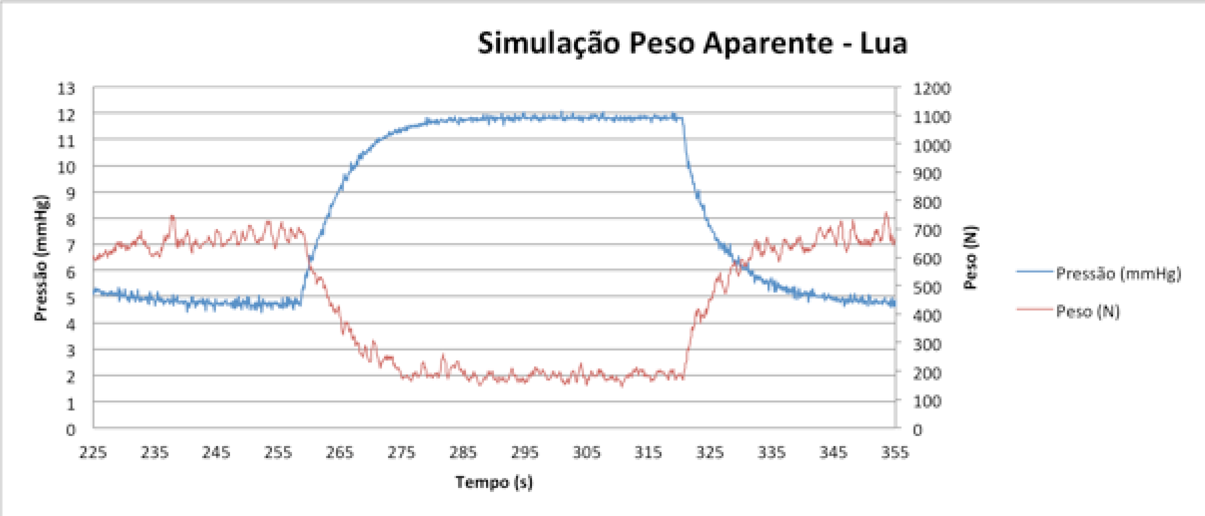
Figura 104 - Gráfico de controle simulação peso aparente na Lua.



Fonte: O autor (2014).

O gráfico da Figura 105 mostra a relação entre pressão e peso aparente, simulando ambiente de hipogravidade na Lua, onde a carga de 812,98 N passou a ter um peso aparente de 134,46 N.

Figura 105 - Gráfico de peso aparente simulando ambiente de hipogravidade na Lua.



Fonte: O autor (2014)

A Figura 106 mostra o display do microcontrolador mostrando nessa interface o peso aparente da carga (N) e a leitura do sinal (mV) do sensor de pressão na simulação Lua. Os dados foram capturados com o software de captura desenvolvido para então obtenção dos gráficos.

Figura 106 - Display com informações durante teste com carga.



Fonte: O autor (2014).

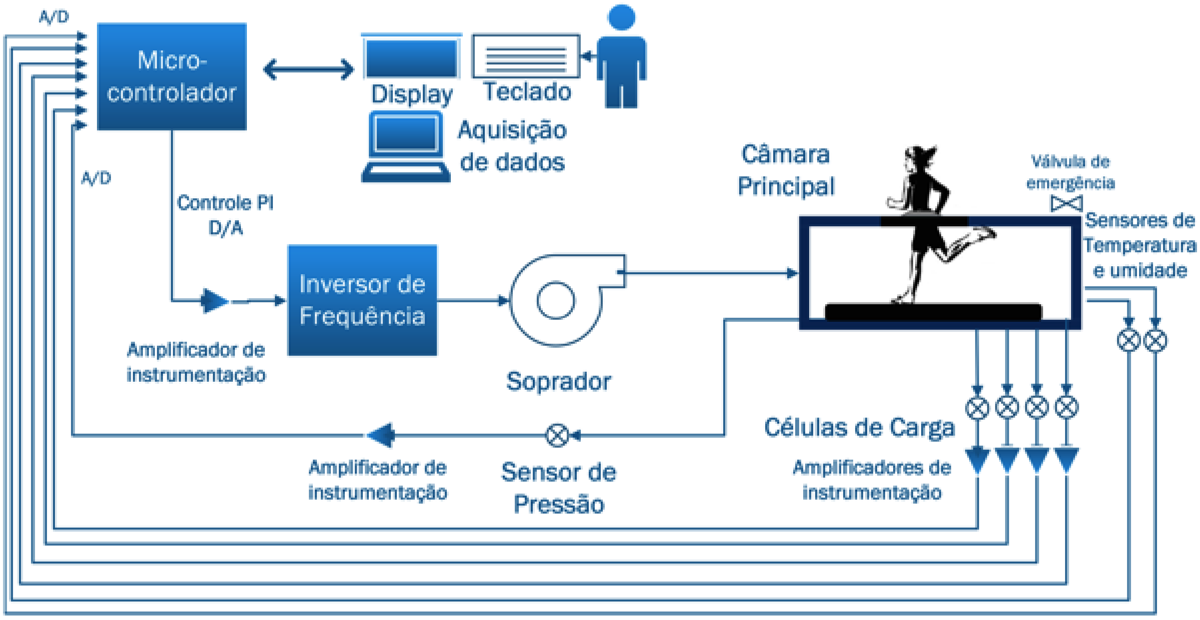
4.3 INTEGRAÇÃO E VERSÃO FINAL DO SISTEMA

Para a utilização da CPP é necessária a realização dos seguintes passos:

- O voluntário veste o *short* de Neoprene e entra na câmara principal onde fecha a mesma com um zíper fixado na membrana de Neoprene.
- O operador pressiona o *push-button* B1. O sistema então realiza uma configuração automática onde a pressão é aumentada pelo microcontrolador, acionando o soprador através do inversor de frequência, medindo o seu peso aparente através das células de carga localizadas embaixo da esteira ergométrica.
- A informação de pressão é enviada ao microcontrolador, o qual verifica e guarda os valores de pressão necessários para simular hipogravidade para que o peso aparente do voluntário seja o da Lua e também Marte.
- A pressão interna da câmara principal é aliviada após a etapa de configuração, a partir desse momento a informação das células de carga não são mais levadas em consideração para o controle, sendo o mesmo feito apenas com a mensuração da pressão.
- O operador então informa, pressionando os botões do teclado do microcontrolador se quer que o peso aparente do voluntário seja o da Lua (*push-button* B3) ou de Marte (*push-button* B4).
- A pressão positiva cria uma força axial para cima, mantendo o peso aparente do voluntário no valor desejado. Sendo assim o voluntário pode agora se exercitar tendo seu peso aparente reduzido conforme o ajuste feito no sistema. Com esse efeito é simulado um ambiente de hipogravidade.
- Caso o *push-button* B2 seja pressionado, a pressão no interior da câmara é aliviada, fazendo com que o inversor de frequência seja definido em torno de 21,5 Hz, aliviando a pressão interna, no entanto a CPP continuará inflada.

A integração do sistema entre a CPP, seu controle e sua instrumentação é possível visualizar na Figura 107.

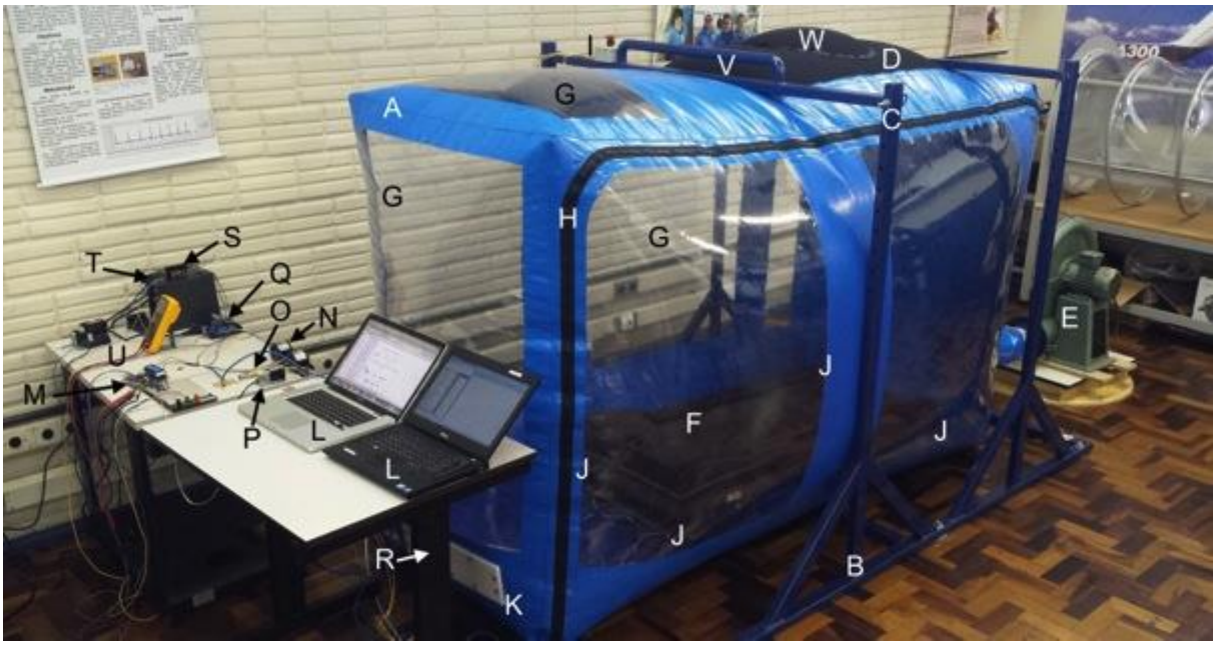
Figura 107 - Diagrama de integração do sistema.



Fonte: O autor (2014)

A montagem do sistema como um todo pode ser vista na Figura 108. Já o Manual do Operador pode ser conferido no APÊNDICE G.

Figura 108 - Câmara de pressão positiva para estudo em fisiologia espacial versão final montada no Centro de Microgravidade da PUCRS; A: câmara principal; B: estrutura metálica; C: ajuste de altura; D: membrana de Neoprene; E: soprador; F: esteira ergométrica; G: visores transparentes (laterais e superior); H: zíper; I: botão de emergência; J: células de carga; k: interface de passagem de cabos e sensores; L: computadores para coleta de dados; M: microcontrolador; N: sensor de pressão; O: válvula de alívio; P: válvula solenoide de emergência; Q: fonte de alimentação; R: sensores de temperatura e umidade; S: circuito de emergência; T: inversor de frequência; U: bancada de instrumentos; V: apoio para as mãos; W: área para *short* de Neoprene.



Fonte: O autor (2014).

5 CONCLUSÃO

A motivação desse trabalho foi desenvolver um equipamento que pudesse simular a marcha em ambientes de hipogravidade de forma mais natural possível, confortável e com mínima interferência à pessoa que estiver sendo analisada. Desta forma são viabilizados estudos fundamentais para a base da exploração e colonização de outros planetas, no Centro de Microgravidade da PUCRS como contramedidas para preparação da tripulação em voos espaciais.

Além da premissa de estudos em fisiologia espacial, outros trabalhos são viabilizados com a aplicação do equipamento para pacientes na Terra. Pode-se citar diversos estudos como a aplicação para estudos em biomecânica, na reabilitação de pacientes, pacientes idosos ou com sobrepeso (obesidade), treinamento físico e recuperação de atletas de alto rendimento.

O principal objetivo desse sistema foi plenamente atingido, sendo o mesmo capaz de diminuir o peso aparente de uma carga através da diferença pressórica com valores semelhantes ao peso que o usuário teria em Marte e Lua. Os gráficos da seção de resultados mostram resultados satisfatórios em relação a diminuição do peso aparente do usuário.

A configuração automática do sistema mostrou-se eficiente, uma vez que o sistema realiza a configuração de acordo com o voluntário, sendo de rápida e fácil operação, não precisando de programação extra. O sistema além de determinar qual a pressão necessária para que o voluntário tenha o peso aparente como se estivesse na Lua ou em Marte, já configura os *push-button* de forma automática, facilitando a operação do sistema com apenas um toque.

A CPP foi construída para se adequar a diferentes tamanhos de esteiras ergométricas e diferentes tamanhos de usuários, abrangendo o maior número possível de voluntários ou pacientes que queriam fazer uso do equipamento.

O sistema de controle em malha fechada demonstrou ser eficiente pois proporciona um controle fino, necessário para garantir a segurança do sistema, uma vez que o mesmo possui diversas perturbações inerentes a sua natureza, como vazamentos e dinâmica do exercício. O circuito de emergência demonstrou ser eficaz na medida em que atua em todos os processos que possam gerar qualquer

tipo de risco a pessoa, preenchendo um requisito importante para submissão do trabalho no conselho de ética e consequentemente para a sua validação.

A inserção de um sistema de exercícios no interior da câmara principal e a confecção da mesma em parte por material transparente possibilita a realização de pesquisas relacionadas a análise da marcha em diferentes simulações de acelerações gravitacionais. Também possibilita a análise computacional virtual em 3 dimensões a partir da instalação de câmeras no seu interior ou exterior. A interface para passagem de fios e cabos possibilita que o voluntário possa ser instrumentado no interior da câmara.

De acordo com os resultados experimentais dos testes realizados, foi possível verificar que a relação de pressão e peso aparente é inversamente proporcional, o que confirma a teoria, tendo um controle proporcional com ação integral ajustados ao processo. Como em um sistema real, na CPP podem existir outros parâmetros na natureza do experimento, a pressão necessária foi pouco menor do que o cálculo teórico, em 11,88 mmHg para levar o peso aparente do usuário ao valor Lunar e 9,26 mmHg para o Marciano. Com tais medidas não é possível afirmar se existe uma relação linear da resposta do sistema entre esses dois pontos medidos, pois existem variáveis a serem consideradas, como: o conjunto inversor e soprador não possui uma resposta linear, realização de uma instrumentação que indique o comportamento do vazamento frente a todas as variações de frequência do soprador, e também a falta de certificação dos sensores de medida, fazendo com que se tenha uma estimativa próxima do valor real, não podendo mensurar a dimensão do erro. O fato de o valor ser menor do que o calculado deve-se também ao fato de incertezas de medição e de além da membrana de Neoprene dilatar-se para elevar a carga, parte da lona de PVC com tramas internas em sua volta também colabora criando a força para cima. Isso faz com que seja necessário uma menor pressão, dando maior eficiência a CPP.

Os ruídos observados na captura dos sinais das células de carga devem-se as limitações financeiras do projeto, visto que o objetivo do trabalho foi a construção do protótipo e sua análise fenomenológica, no entanto a precisão obtida pela mensuração dos dados superou as expectativas. Para maior acuidade são necessários maiores investimentos. O equipamento comercial existente nos Estados Unidos da América e vendido pela empresa AlterG pode chegar até US$ 75.000,00

em sua versão comercial. O custo de investimento no protótipo desenvolvido nesse trabalho foi estimado em US$ 2.000,00.

Estudos podem ser realizados em biomecânica como a mensuração de taxa metabólica (consumo de oxigênio e produção de dióxido de carbono), tempo da fase de apoio e balanço, tempo do passo, velocidade, cadência e comprimento da marcha. Também podem ser verificados percepção subjetiva de esforço, alteração cinemática da marcha.

Em relação a resposta cardiovascular pode ser aplicável estudos pertinentes com eletromiografia, uma vez que é possível a instrumentação do voluntário por ficar com os membros superiores no lado externo da câmara. Um baropodômetro também é aplicável para mensuração da postura em consequência da pisada em ambientes de hipogravidade. Tais equipamentos fornecerão dados importantes para pesquisas em fisiologia espacial.

REFERÊNCIAS

ACKERMANN, Marko; VAN DEN BOGERT, Antonie J. Predictive simulation of gait at low gravity reveals skipping as the preferred locomotion strategy. **Journal of biomechanics**, v. 45, n. 7, p. 1293-1298, 2012.

ALBUQUERQUE, Marcelo Possamai. Desenvolvimento de uma centrífuga humana movida a exercício para treinamento de pilotos e pesquisas aeroespaciais. Dissertação de mestrado, 2012.

ALTERG, Antigravity Treadmill, Fremont, 2013. Disponível em: <http://www.alterg.com/> Acesso em: 28 set. 2013

ASTROM, Karl Johan; HÄGGLUND, Tore. The future of PID control. **Control engineering practice**, v. 9, n. 11, p. 1163-1175, 2001.

BACK, Nelson. **Metodologia de projeto de produtos industriais**. Guanabara Dois, 1983.

BAJRACHARYA, Max; MAIMONE, Mark W.; HELMICK, Daniel. Autonomy for mars rovers: Past, present, and future. **Computer**, v. 41, n. 12, p. 44-50, 2008.

BALBINOT, Alexandre; BRUSAMARELLO, Valner João. **Instrumentação e fundamentos de medidas**. Grupo Gen-LTC, 2006.

BAZANELLA, Alexandre Sanfelice; DA SILVA JUNIOR, João Manoel Gomes. **Sistemas de controle: Princípios e métodos de projeto**. UFRGS, Porto Alegre, 2005.

CELINA, M. et al. Correlation of chemical and mechanical property changes during oxidative degradation of Neoprene. **Polymer degradation and Stability**, v. 68, n. 2, p. 171-184, 2000.

CLEZAR, Carlos Alfredo; NOGUEIRA, Antonio Carlos Ribeiro. **Ventilação industrial**. Editora da UFSC, 1999.

CUTUK, Adnan et al. Ambulation in simulated fractional gravity using lower body positive pressure: cardiovascular safety and gait analyses. **Journal of Applied Physiology**, v. 101, n. 3, p. 771-777, 2006.

DA SILVEIRA, Fernando Lang. Determinando a aceleração gravitacional. Instituto de Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2006**.** Disponível em: <http://www.fisica.net/fernandolang/determinando_a_aceleracao_gravitacional_g.pdf>. Acesso em: 06 jan. 2014.

DAVIS, B. L.; CAVANAGH, P. R. Simulating reduced gravity: a review of biomechanical issues pertaining to human locomotion. **Aviation, space, and environmental medicine**, v. 64, n. 6, p. 557-566, 1993.

DICHARRY, Jay. Kinematics and kinetics of gait: from lab to clinic. **Clinics in sports medicine**, v. 29, n. 3, p. 347-364, 2010.

EUROPEAN SPACE AGENCY – ESA. Human Spacelife Research. Noordwijk, 2010. Disponível em: <http://www.esa.int/Our_Activities/Human_Spaceflight/Human_Spaceflight_Research/Parabolic_flights2> Acesso em 28 mar. 2014.

FRANKLIN, G.F.; POWELL, J.D.; ENAMI-NAEINI, A. **Sistemas de Controle para Engenharia**. Bookman Editora, 2013.

GOSSEYE, T. P.; HEGLUND, Norman C.; WILLEMS, P. A. Effect of the pull-down force magnitude on the external work during running in weightlessness on a treadmill. In: **4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering**. Springer Berlin Heidelberg, 2009. p. 2116-2119.

GRABOWSKI, Alena M. Metabolic and biomechanical effects of velocity and weight support using a lower-body positive pressure device during walking. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 91, n. 6, p. 951-957, 2010.

GURGEL, J. L. et al. Desenvolvimento e avaliação de um procedimento de calibração para pedal sensor de forças e momentos. In: **xi congresso brasileiro de biomecânica**. 2005.

HALLIDAY, David; RESNICK, Robert; WALKER, Jearl. **Fundamentals of physics extended**. John Wiley & Sons, 2010.

HAMILTON, C. J. Views of the Solar System, 2000. Disponível em: <http://www.solarviews.com>. Acesso em 28 set. 2013.

IKEUCHI, Yasushi et al. Walking assist device with bodyweight support system. In: **Intelligent Robots and Systems, 2009. IROS 2009. IEEE/RSJ International Conference on**. IEEE, 2009. p. 4073-4079.

JET PROPULSION LABORATORY. Mission Control, California Institute of Tecnology NASA. 2013 Disponível em <http://www.jpl.nasa.gov/msl/> Acesso em 28 set. 2013.

KOWALTOWSKI, Tomaz. Von Neumann: suas contribuições à computação. **Estudos Avançados**, v. 10, n. 26, p. 237-260, 1996

LEÃES, Roberta et al. AVALIAÇÃO DA MARCHA HUMANA EM TERRA E EM SIMULAÇÕES DE REDUÇÃO DA FORÇA GRAVITACIONAL. In: **Anais do 11º Congresso Brasileiro de Biomecânica, 11º Congresso Brasileiro de Biomecânica**. 2005. p. 1-5.

LEWIN, Walter. et al. *8.01SC Physics I: Classical Mechanics, Fall 2010*. MIT OpenCourseWare: Massachusetts Institute of Technology License: Creative Commons BY-NC-SA, Cambridge, 2010. Disponível em: <http://ocw.mit.edu/courses/physics/8-01sc-physics-i-classical-mechanics-fall-2010> Acesso em 20 jan. 2014.

MACIAS, Brandon R. et al. Leg intramuscular pressures and in vivo knee forces during lower body positive and negative pressure treadmill exercise. **Journal of Applied Physiology**, v. 113, n. 1, p. 31-38, 2012.

MINETTI, Alberto E. The biomechanics of skipping gaits: a third locomotion paradigm? **Proceedings of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences**, v. 265, n. 1402, p. 1227-1233, 1998.

MARS-ONE. Human Settlement on Mars, 2014. Disponível em: <http://www.mars-one.com/> Acesso em 20 mar. 2014.

MIRVIS, Adam D. **A Dynamics-Based Fidelity Assessment of Partial Gravity Gait Simulation Using Underwater Body Segment Ballasting**. 2011. Dissertação de Mestrado. University of Maryland.

NASA. Astronaut Selection and Training, Houston, 2011. Disponível em < http://www.nasa.gov/centers/johnson/pdf/606877main_FS-2011-11-057-JSC-astro_trng.pdf> Acesso em: 10 jan. 2014

NEWMAN, Dava J. et al. Energetics and mechanics for partial gravity locomotion. **Aviation, space, and environmental medicine**, v. 65, n. 9, p. 815, 1994.

NEWTON, Isaac. **Philosophiae naturalis principia mathematica**. sumptibus Societatis, 1714.

NISE, Norman; DA SILVA, Fernando Ribeiro. **Engenharia de sistemas de controle**. LTC, 2009.

NORTON, Robert L. **Projeto de Máquinas: Uma Abordagem**. Artmed, 2004.

OBSERVATÓRIO NACIONAL. **EAD - Evolução Estelar 2011.** Rio de Janeiro, 2011. Disponível em: < http://www.on.br/>. Acesso em: 10 dez. 2013.

OBSERVATÓRIO NACIONAL. **EAD - Astrofísica Geral 2013.** Rio de Janeiro, 2013. Disponível em: <http://www.on.br/>. Acesso em: 13 jan. 2014.

OMRON. Manual Técnico Balança HN-289, São Paulo, 2013. Disponível em: <http://www.omronbrasil.com/produtos/balancas/hn-289> Acesso em: 03 jan. 2014

PATIL, Shantanu et al. Anti- gravity treadmills are effective in reducing knee forces. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 31, n. 5, p. 672-679, 2013.

PEREIRA, Fábio. **Microcontroladores MSP430: teoria e prática**. Érica, 2005.

PERUSEK, Gail P. et al. Zero-Gravity Locomotion Simulators: New Ground-Based Analogs for Microgravity Exercise Simulation. 2007.

REGO, R. S. Relatividade Restrita e Geral, A teoria da Relatividade de Einstein **Ciências e Tecnologia,** 2014. Disponível em: <http://cienciasetecnologia.com/teoria-relatividade-einstein/>. Acesso em: 06 abr. 2014.

ROGERS, Melissa JB; VOGT, Gregory L.; WARGO, Michael J. Microgravity: A Teacher's Guide With Activities in Science, Mathematics, and Technology - NASA, Oberlin, 1997.

ROLHAIS, C.; PAIVA, J. Aristóteles, Galileu e a Queda Dos Graves. **Departamento de Física da Universidade de Coimbra.** Coimbra, 2000. Disponível em: <http://www.jcpaiva.net/getfile.php?cwd=curriculum/09Publicacoes/0904ArtigosRevNac/090404Galilaristotquedagraves&f=1d243>. Acesso em: 10 fev. 2014.

ROSÁRIO, João Maurício. **Princípios de mecatrônica**. Pearson Prentice Hall, 2006.

RUCKSTUHL, Heidi et al. Comparing two devices of suspended treadmill walking by varying body unloading and Froude number. **Gait & posture**, v. 30, n. 4, p. 446-451, 2009.

RUSSELL, Bertrand. **ABC da Relatividade**. Zahar, Rio de Janeiro, 2005.

RUSSOMANO, T. et al. Effects of simulated hypergravity on biomedical experiments. **Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE**, v. 26, n. 3, p. 66-71, 2007.

RUSSOMANO, T. et al. Development of a lower body negative pressure box with an environmental control system for physiological studies. **Advances in Space Research**, v. 38, n. 6, p. 1233-1239, 2006.

SAIBENE, Franco; MINETTI, Alberto E. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. **European journal of applied physiology**, v. 88, n. 4-5, p. 297-316, 2003.

SCHLABS, Thomas et al. Comparison of cardiovascular and biomechanical parameters of supine lower body negative pressure and upright lower body positive pressure to simulate activity in 1/6 G and 3/8 G. **Journal of Applied Physiology**, v. 115, n. 2, p. 275-284, 2013.

SIEMENS. Manual Técnico Micro Master 206SE92, 1999. Disponível em: <http://www.ectsales.com/home/180006094/180006094/MicroMaster%206SE92.pdf> Acesso em: 03 jan. 2014

SPUDIS, P. D. Lunar Exploration: Past and Future. **50th Magazine - 50 Years of Exploration and Discovery.** NASA, Washington, 2008. Disponível em <http://www.nasa.gov/50th/50th_magazine/lunarExploration.html> Acesso em: 28 Dez de 2013

STEIMLE, Hansulrich; NORBERG, Carol. Astronaut selection and training. In: **Human Spaceflight and Exploration**. Springer Berlin Heidelberg, 2013. p. 255-294.

STENBOCK, N. Space Medicine: Benefits of low-gravity exercise, CBS8, San Diego, 2013. Disponível em <http://www.cbs8.com/story/24098031/space-medicine-benefits-of-low-gravity-exercise> Acesso em 28 dez. 2013

TAKACS, Judit et al. Lower body positive pressure: an emerging technology in the battle against knee osteoarthritis?. **Clinical interventions in aging**, v. 8, p. 983, 2013.

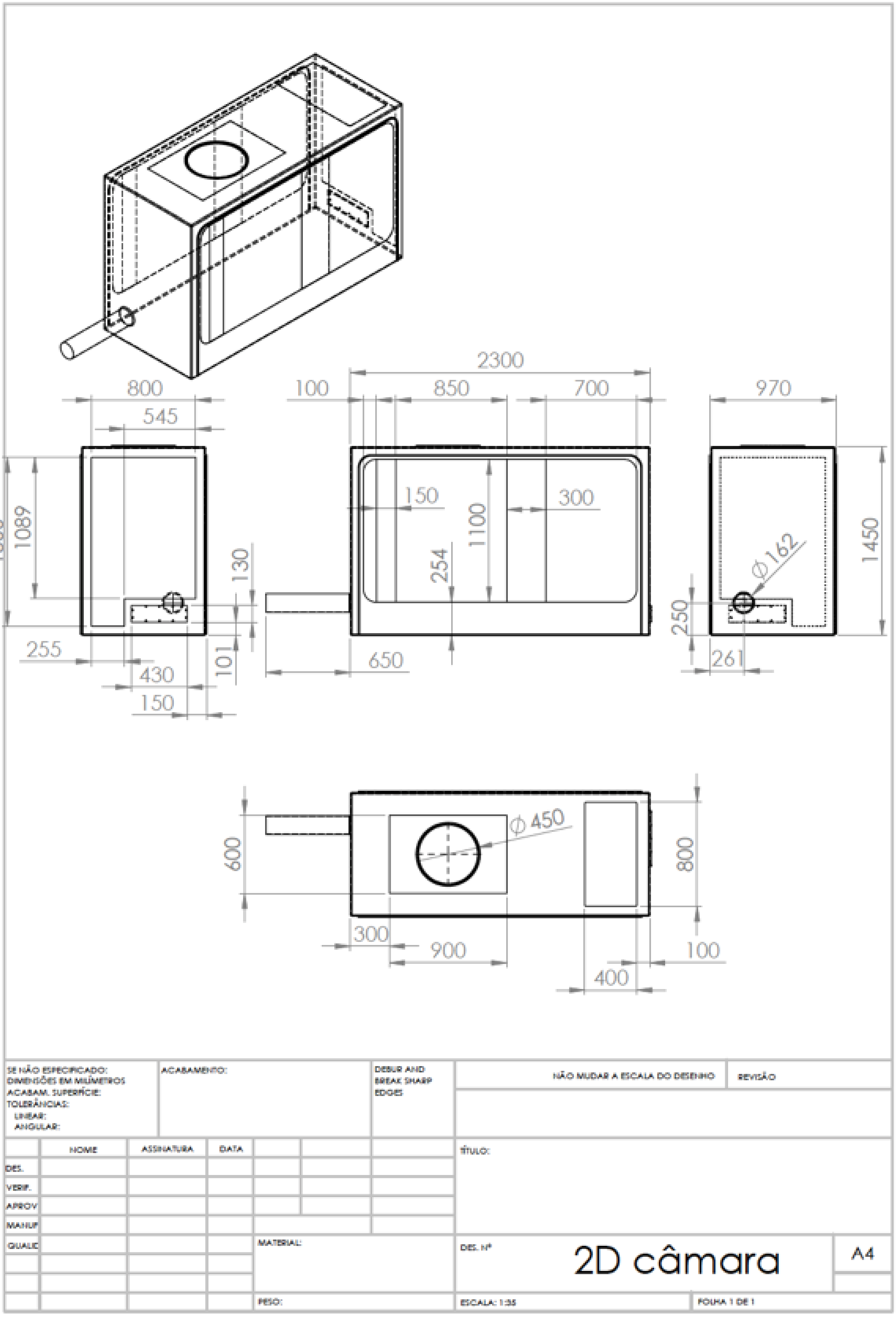
Texas Instruments, MSP430™ Ultra-Low-Power Microcontrollers, Dallas, 2014. Disponível em: <http://www.ti.com/lit/sg/slab034x/slab034x.pdf> Acesso em: 10 jan. 2014

VAUGHAN, Christopher L.; DAVIS, Brian L.; O'CONNOR, Jeremy C.**Dynamics of human gait**. Champaign, Illinois: Human Kinetics Publishers, 1992.

WALKER, Jearl et al. **Fundamentals of physics**. New York: Wiley, 2008.

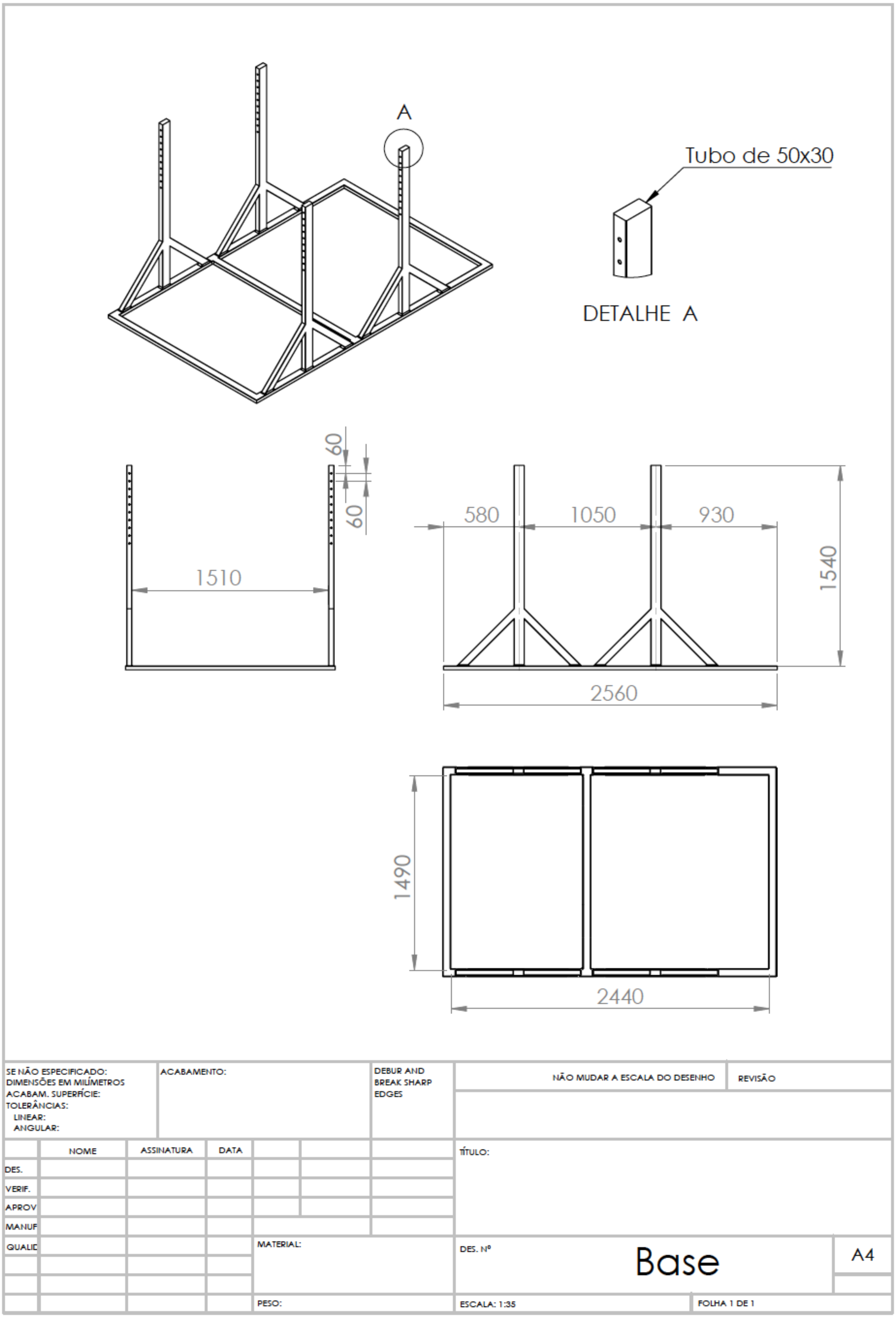
YAM, ChewYean; NIXON, Mark S.; CARTER, John N. Gait recognition by walking and running: a model-based approach. 2002.

APÊNDICE A - Dimensões da câmara principal final.



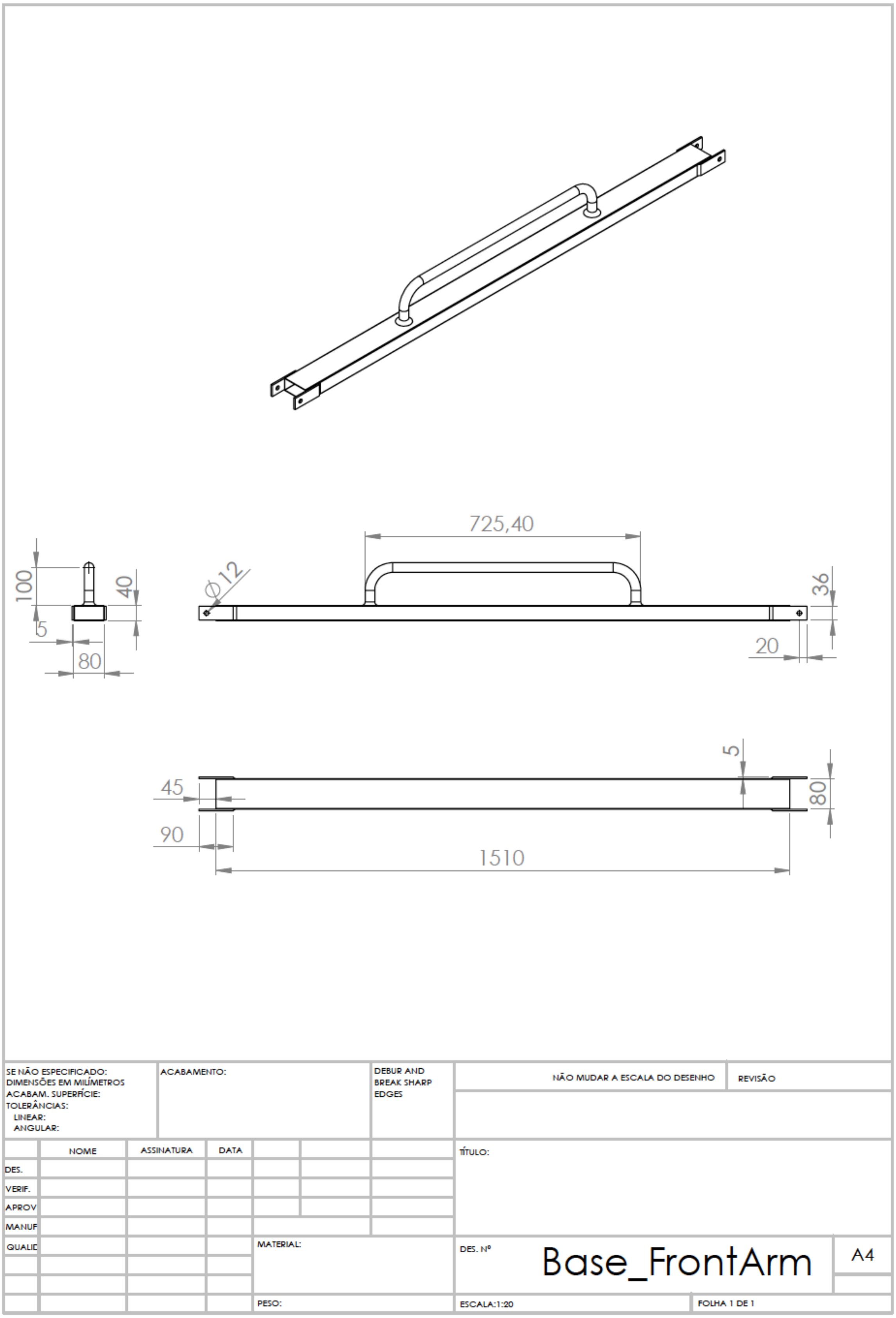
Fonte: O autor (2014).

APÊNDICE B - Dimensões da estrutura metálica final.



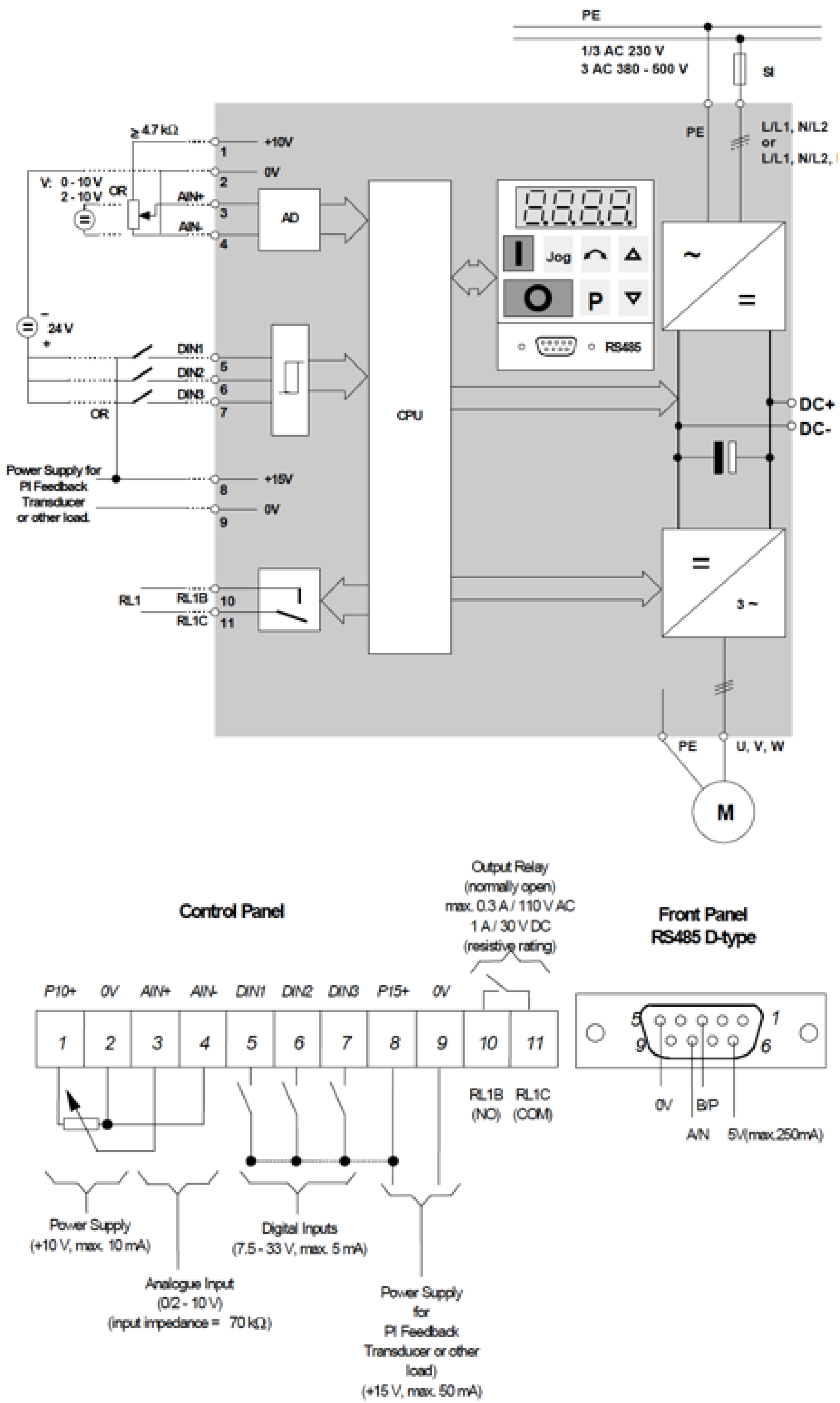
Fonte: O autor (2014)

APÊNDICE C – Dimensões suporte da estrutura metálica.



Fonte: O autor (2014)

APÊNDICE D - Esquema elétrico Inversor de Frequência SIEMENS MICROMASTER 6SE9216-8CB40



Fonte: Siemens. Manual Técnico Micro Master 206SE92 (1999).

APÊNDICE E – Características Técnicas PVC kp1000.

sansuy	**CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS** CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS *TECHNICAL CHARACTERISTICS*	**Nº** **R-0014**

Produto Producto *Product*	**Laminado reforçado de PVC** Laminado reforzado de PVC *Reinforced PVC film*
Tipo Tipo *Type*	**KP 1000**

				Padrão Padron *Standard*	Método Método *Method*
Peso	• Peso	• *Weight*	**(g/m2)**	**705 ± 71**	**DIN EN ISO 2286-2 Método A**
Espessura	• Espesor	• *Thickness*	**(mm)**	**0,60 ± 0,06**	**DIN EN ISO 2286-3**
Largura	• Ancho	• *Width*	**(mm)**	**Variação / - 0 + 5**	**-**
Aderência	• Adhesión	• *Adhesion*	**(kgf/5cm)**	**≥ 4,0**	**DIN 53.357/A**

		Longitudinal Longitudinal *Lengthwise*	**Transversal** Transversal *Crosswise*	**Método** Método *Method*
Resistência à ruptura Resistencia a la ruptura *Tensile strength*	**(kgf/5cm)**	**mín 100**	**mín 90**	**DIN EN ISO 1421 Método 1**
Alongamento à ruptura Estiramiento a la ruptura *Elongation at break*	**(%)**	**máx 30**	**máx 30**	**DIN EN ISO 1421 Método 1**
Resistência ao rasgo Resistencia al desgarre *Tear strength*	**(kgf)**	**mín 20**	**mín 20**	**DIN 53.363**
Módulo a 100% Módulo al 100% *Module at 100%*	**(kgf/cm^2)**	**N.A.**	**N.A.**	**N.A.**
Estabilidade dimensional Estabilidad dimensional *Dimensional stability*	**(%) ____ ºC ____ min.**	**N.A.**	**N.A.**	**N.A.**
Aplicação sugerida Aplicación sugerida *Suggested application*	**Várias** Varias *Several*			

· **Estes valores estão sujeitos à revisão.**

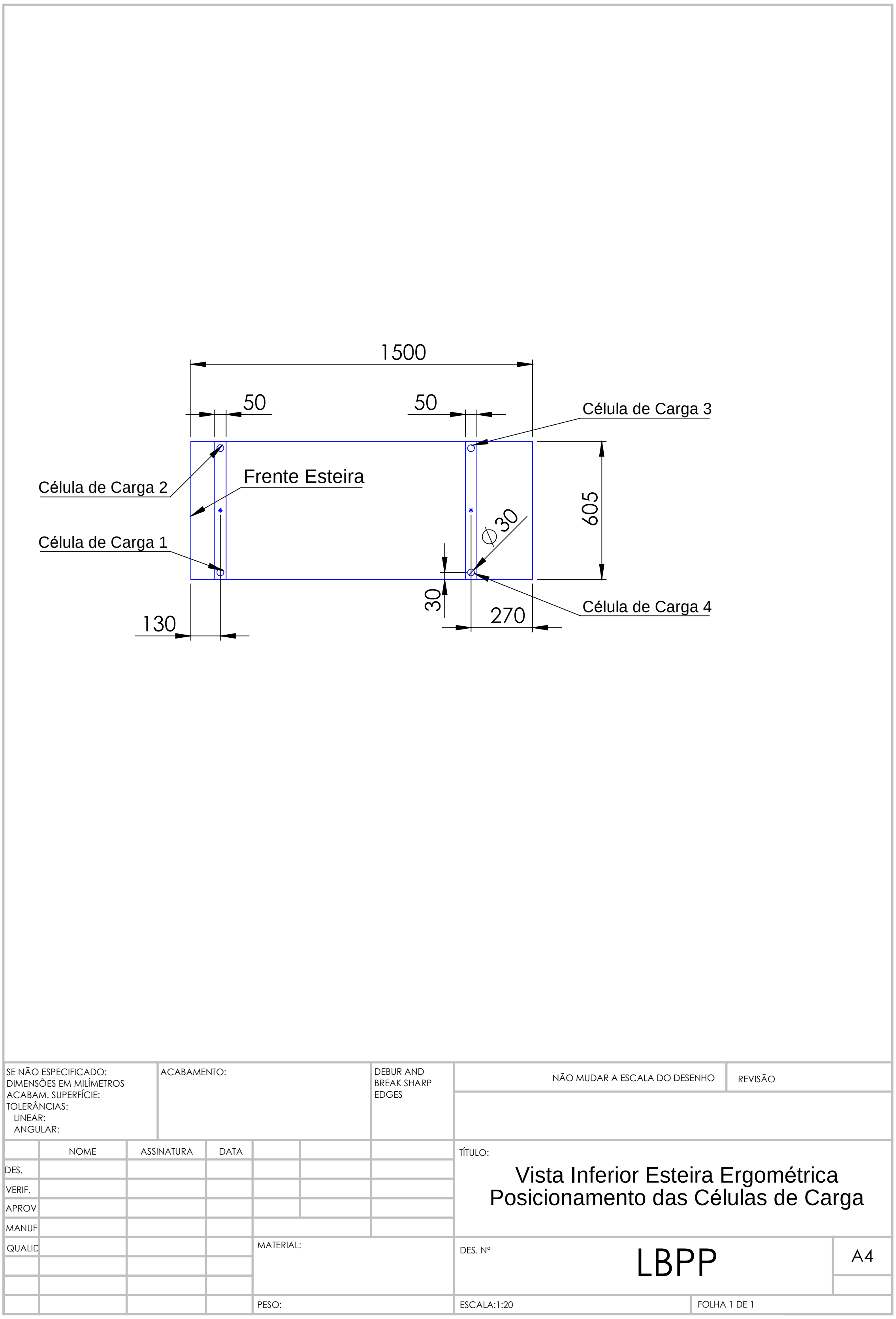
· Estos valores estan sujetos a revisión.

·*These values may be revised at any time.*

Elaborado em Elaborado *Elaborated on*	**13/08/96**	**Elaborado por** Elaborado por *Elaborated by*	**Silva**	**Aprovado por** Aprobado por *Approved by*	**Nelson**
Revisão nº Revisión nº *Revision nr.*	**10**	**Data** Fecha Date	**05/04/12**	**Por** Por By	**Celso Oliveira**
Aprovado por Aprobado por *Approved by*	**Américo Sakuma**				
Motivo da revisão: Motivo de la revision: *Purpose for the revision:*	**Atualização dos valores de Resistência à ruptura.**				

Fonte: Sansuy S.A. Indústria de Plásticos (2012).

APÊNDICE F – Localização das Células de Carga na Esteira Ergométrica.



Fonte: O autor (2014)

APÊNDICE G – Manual do Operador.

MANUAL DO OPERADOR

O voluntário deve vestir o *short* de Neoprene de acordo com o tamanho adequado, escolhendo entre 8 tamanhos de shorts diferentes.

- O operador ajusta as barras laterais de altura de acordo com a altura da cintura do voluntário.
- O voluntário deve entrar na câmara principal totalmente vazia, onde fecha a mesma com um zíper fixado na membrana de Neoprene.
- O operador liga a fonte do sistema na rede elétrica em 220 V, liga a chave e confere se o LED da fonte está aceso.
- O operador liga o inversor de frequência na rede elétrica em 220 V e confere se o display do inversor de frequência está aceso.
- O operador pressiona o botão *reset* no microcontrolador.
- Nesse momento, o voluntário deve ficar com as mãos e braços livres, não podendo ter nenhum apoio, para a etapa de configuração do sistema.
- O operador pressiona o botão B1, dando início a etapa de configuração automática do sistema, podendo também ativar o software de aquisição de dados, gerando um arquivo .txt, relacionando o tempo com dados de peso, frequência, sinais digitais, sinais analógicos e pressão.
- Nesse momento o inversor eleva a frequência em uma rampa até 60 Hz, aumentando o rotação do soprador e, por sua vez aumentando a pressão interna na CPP. O microcontrolador realiza a leitura das células de carga (medindo o seu peso aparente do voluntário) e valores pressão, calculando a correlação das mesmas.
- Quando a etapa de configuração terminar, o inversor de frequência baixa a mesma para em torno de 21,5 Hz, aliviando a pressão interna automaticamente, porém fazendo com que a câmara fica inflada.
- O operador então informa, pressionando os botões do teclado do microcontrolador, qual aceleração gravitacional simulará.
- Para simulação de hipogravidade de Lua, pressionar *push-button* B3.

- Para simulação de hipogravidade de Marte, pressionar *push-button* B4.
- O voluntário então pode agora se exercitar tendo seu peso aparente reduzido conforme o ajuste feito no sistema, sempre com a supervisão de outra pessoa.
- O display do microcontrolador mostrará na linha superior o peso aparente em N, passos da conversor A/D, pressão a ser alcançada em mV. Na linha inferior a pressão em mV.
- Para aliviar a pressão interna da CPP e ainda mantê-la inflada, o operador deve pressionar *push-button* B2.
- Em caso de emergência o botão de emergência localizado ao lado da barra de apoio das mãos do voluntário deverá ser pressionado. O mesmo desligará a esteira ergométrica, o soprador e acionará uma válvula solenoide para alívio da pressão.
- Para desligar o sistema, pressionar o *push-button* B2 e desligar a fonte através da chave da mesma. Desligar o inversor de frequência, a fonte da rede elétrica e retirar o voluntário da CPP através da abertura do zíper.